



بررسی تئوری و تجربی تولید حرارت در فرآیند سوراخ کاری استخوان: تعیین سهم حرارت ورودی به استخوان با استفاده از تئوری ماشین کاری و انتقال حرارت رسانشی معکوس

احسان شکوری^{1*}، مهدی معرفت²

1- استادیار، مهندسی ساخت و تولید، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران شمال، تهران

2- استاد، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

* تهران، صندوق پستی 19585/936، e_shakouri@iau-tnb.ac.ir

چکیده

استخوان‌ها بر اثر سانحه، کهولت سن و بیماری دچار شکستگی می‌شوند. برای درمان شکستگی استخوان ضروری است استخوان در محل مناسب ثابت نگه داشته شود. در شکستگی‌های پیچیده برای ثابت نگه داشتن موضع شکستگی از ابزار و تجهیزات ثابت‌سازی داخلی و خارجی استفاده می‌شود. سوراخ کاری استخوان برای اتصال تجهیزات نگهدارنده الزامی است. نیروهای لازم جهت تشکیل براده در حین سوراخ کاری استخوان سبب افزایش دما می‌گردند. اگر دما تولید شده از 47 °C فراتر رود، باعث پدیده نکروز حرارتی در استخوان می‌شود. نکروز حرارتی سبب عدم ثابت‌سازی و در نتیجه جوش خوردگی نادرست استخوان می‌شود. در تحقیق حاضر سعی شده است تا با استفاده از تئوری ماشین کاری، حرارت حاصل از فرآیند سوراخ کاری محاسبه و به وسیله تئوری واینر سهم حرارت ورودی به استخوان تخمین زده شود. آزمون‌های سوراخ کاری بر روی نمونه‌های استخوان گاو انجام پذیرفته و تغییرات دما در محل سوراخ اندازه‌گیری شده و با به کارگیری روش انتقال حرارت رسانشی معکوس، میزان حرارت ورودی محاسبه و با حرارت تئوری مقایسه شده هستند. نتایج نشان دادند که حرارت‌های تئوری و تجربی در شرایط مختلف فرآیندی مختلف به یکدیگر نزدیک بوده و مشخص شد که تئوری‌های ماشین کاری و واینر قادر به پیش‌بینی میزان حرارت ورودی به استخوان و تغییرات دما در موضع سوراخ است.

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 04 فروردین 1396
پذیرش: 10 خرداد 1396
ارائه در سایت: 22 تیر 1396
کلید واژگان:
استخوان
ثابت‌سازی داخلی
سوراخ کاری
ایجاد حرارت
تئوری واینر
انتقال حرارت معکوس

Theoretical and Experimental Investigation of Heat Generation in Bone Drilling: Determination of the Share of Heat Input to the Bone Using Machining Theory and Inverse Conduction Heat Transfer

Ehsan Shakouri^{1*}, Mehdi Maerefat²

1- Department of Mechanical Engineering, Islamic Azad University, North Tehran Branch, Tehran, Iran.

2- Department of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.

* P.O.B. 19585/936, Tehran, Iran, e_shakouri@iau-tnb.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 24 March 2017
Accepted 31 May 2017
Available Online 13 July 2017

Keywords:

Bone
Internal Fixation
Drilling
Heat Generation
Weiner Theory
Inverse Conduction Heat Transfer

ABSTRACT

Bone fracture occurs as a result of accident, old age and disease. Generally bone fracture treatment consists of stabilizing the fractured bone in the right position. In complex fractures, stabilizing internal and external tools and equipment is used to stabilize the fractured bone in position. Bone drilling is required in order to connect fixating devices. The forces required for chip formation increase the temperature during bone drilling. The phenomenon of thermal necrosis of the bone occurs if the temperature exceeds 47 °C. Thermal necrosis inhibits bone fixation and causes the wrong bone healing. In this study it has been attempted to calculate the heat of drilling process using the machining theory and estimate the share of heat input to the bone by the Weiner theory. Drilling tests conducted on samples of bovine bones and temperature changes in the location of the hole are measured and, using inverse conduction heat transfer method, the heat input is calculated and compared with the theoretical heat. Results showed that the experimental and theoretical heats at different processing conditions are close to each other and revealed that the machining and Weiner theories are able to predict the heat input to the bone and temperature changes in the position of the hole.

1- مقدمه

سوراخ کاری موضع شکستگی به منظور کاشت پیچ، پلاک و تجهیزات نگهدارنده است. نیروی تغییر شکل پلاستیک براده، اصطکاک بین مته و براده

در عمل‌های جراحی ارتوپدی برای درمان شکستگی‌های پیچیده نیاز به

Please cite this article using:

E. Shakouri, M. Maerefat, Theoretical and Experimental Investigation of Heat Generation in Bone Drilling: Determination of the Share of Heat Input to the Bone Using Machining Theory and Inverse Conduction Heat Transfer, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 7, pp. 131-140, 2017 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

[4]. آن و همکاران نیز تأثیر فرسایش مته بر افزایش دما در سوراخ کاری استخوان را مطالعه کردند. آن‌ها از سه مته برای آزمایش خود استفاده کردند، مته اول بدون فرسایش (نو)، مته دوم برای ایجاد 600 سوراخ به‌کار رفته و مته سوم چندین ماه مورد استفاده قرار گرفته بودند. آن‌ها حداکثر دفعات مجاز برای استفاده از مته را 40 بار بیان کردند تا فرسایش مته بر ازدیاد دما و وقوع نکروز تأثیرگذار نشود [5]. کارمانی در یک مقاله مروری به بررسی نیروی سوراخ کاری، سرعت چرخشی، شرایط سوراخ کاری، و خنک کاری بر ازدیاد دما پرداخت [6]. یودیلجاک و همکاران فرآیندهای سوراخ کاری معمولی و سرعت بالا را مطالعه کردند [7]. سم‌سنر و همکاران اثر خنک کاری را بر دمای موضع سوراخ کاری بررسی کردند [8]. آگوستین و همکاران متغیرهایی چون قطر مته، زاویه رأس مته و سرعت چرخشی را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها دریافتند دما با افزایش سرعت چرخشی افزایش یافته است. تغییر اندازه زاویه رأس مته تأثیری بر دمای تولید شده نداشته است [9]. آگوستین و همکاران در تحقیق دیگری با استفاده از ترموگرافی مادون قرمز، توزیع دمایی در هنگام سوراخ کاری استخوان را بررسی کردند. آن‌ها مشاهده نمودند که افزایش دما در استخوان ضمن برخورداری از شکل فضایی نامنتظم، دارای مقدار بیشینه در ناحیه قشر خارجی استخوان است، یعنی جایی که از بیشترین میزان تراکم بهره می‌برد [10]. اسکارانو و همکاران با تغییر در هندسه مته به بررسی تغییر حرارت و پدیده نکروز حرارتی پرداختند. مته از حالت استوانه‌ای ساده به حالت مخروطی تغییر شکل داده شده بود. آن‌ها توانستند با استفاده از ابزار مخروطی نکروز حرارتی را کاهش دهند [11]. علم و همکاران با استفاده از اعمال ارتعاشات آلتراسونیک به مته به سوراخ کاری استخوان پرداختند و دریافتند که صافی سطح سوراخ ایجاد شده توسط ارتعاشات آلتراسونیک نسبت به سوراخ کاری معمولی 5.6% بهتر بوده است [12]. کاراکا و همکاران مطالعاتی بر استخوان انسان انجام دادند. تحقیق ایشان نشان داد که افزایش سرعت چرخشی و کاهش نرخ پیشروی سبب کاهش نیروی اعمالی و در نتیجه کاهش دما شده و با افزایش زاویه رأس مته دما نیز افزایش یافته است [13]. لی و همکاران در تحقیقی یک مدل جدید برای سوراخ کاری ارائه دادند که در آن کاهش حرارت سوراخ کاری را با توجه به روابط ماشین کاری و انتقال حرارت پیش‌بینی کردند [14]. میسیک و همکاران به مقایسه سوراخ کاری معمولی و سوراخ کاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک در استخوان پرداخته و ملاحظه کردند که دما در سوراخ کاری به کمک ارتعاشات با افزایش عمق به طور پیوسته کاهش یافته، ولی در سوراخ کاری معمولی استخوان با افزایش عمق تا 5 میلی‌متر دما افزایش پیدا کرده است [15]. پاندا و پاندی یک الگوریتم برای بهبود سوراخ کاری استخوان در نظر گرفته و بهترین نرخ پیشروی و سرعت چرخشی را با انجام آزمایش‌هایی پیشنهاد کردند [16]. در تحقیقی دیگر پاندا و پاندی به بهینه‌سازی فرآیند سوراخ کاری استخوان [17] و همچنین دمن و همکاران با استفاده از واترجت به سوراخ کاری استخوان پرداختند. نازل با قطر 0.5 میلی‌متر را بهترین نازل جهت سوراخ کاری با واترجت توصیه کردند. برای استخوان‌های مفصل که از استحکام بیشتری برخوردار هستند، برای اطمینان از عمق سوراخ، نازل با قطر 0.2 میلی‌متر را پیشنهاد نمودند [18]. پاندا و پاندی به بازبینی مطالعات سوراخ کاری استخوان پرداختند. تجزیه و تحلیل رابطه خاکستری توسط پاندا و پاندی نشان داد که برای به‌دست آوردن حداقل نیرو، حرارت و بهترین صافی سطح می‌توان از نرخ پیشروی 40 میلی‌متر در دقیقه و سرعت چرخشی 500 دور در دقیقه استفاده کرد و نرخ

و همچنین اصطکاک براده با جدار سوراخ موجب تولید حرارت در موضع سوراخ کاری می‌شود. بخشی از حرارت ایجاد شده در حین فرآیند سوراخ کاری استخوان به خارج از سوراخ منتقل می‌شود، اما بخشی نیز از حرارت ایجاد شده از طریق رسانش گرمایی به استخوان سوراخ کاری شده انتقال می‌یابد. از سوی دیگر استخوان دارای ضریب رسانش گرمایی ناچیزی است. براساس تحقیقات صورت گرفته ضریب رسانش گرمایی استخوان انسان بین 0.38 تا 2.3 W/mK گزارش شده است [1]. این بدان مفهوم است که گرما در محل سوراخ کاری به دلیل پایین بودن ضریب رسانش گرمایی استخوان باقی مانده، افزایش دمای موضعی صورت گرفته و در آلکالین فسفاتاز استخوان تغییر ماهیت ایجاد می‌شود. همین امر زمینه پدیده نکروز² حرارتی، مرگ سلولی، مردگی بافت استخوانی و افت استحکام مکانیکی موضع سوراخ کاری را فراهم می‌آورد [2]. کاهش استحکام محل سوراخ در جراحی ارتوپدی بسیار حائز اهمیت است، زیرا در مرحله بعد باید پیچ‌های خودکار برای مهار تجهیزات نگهدارنده و تثبیت موضع شکستگی در این سوراخ بسته شوند. عدم وجود استحکام در ناحیه سوراخ کاری موجب برهم خوردن برهم‌کنش پیچ نگهدارنده و استخوان می‌شود، در نتیجه جوش خوردگی استخوان در جهت و زاویه مطلوب روی نمی‌دهد. میزان عدم موفقیت کاشت پلاک در شکستگی‌های ساق پا تا 7.1% نیز گزارش شده است [3,4].

نکروز حرارتی به دو عامل درجه حرارت و مدت زمان مواجه با آن دما بستگی دارد. برخی از محققین برای نکروز حرارتی حد آستانه‌ای را مشخص کرده‌اند که دما زیر آن حد تأثیر قابل توجهی بر بافت استخوان ندارد، ولی بالاتر از آن حد سلول‌های استخوانی تحت تأثیر حرارت قرار می‌گیرند. این حد آستانه‌ای تحمل دمای 47 درجه سانتی‌گراد برای مدت زمان یک دقیقه است. بازه زمانی قابل تحمل برای استخوان طبق آزمون‌های انجام شده به ازای هر درجه افزایش دما به طور نمایی کاهش می‌یابد، به گونه‌ای که در 48 درجه سانتی‌گراد این بازه به 30 ثانیه کاهش یافته تا در نهایت مدت زمان تحمل حرارتی در 53 درجه سانتی‌گراد به کسری از ثانیه کاهش یافته و نکروز حرارتی به صورت آنی روی می‌دهد [1,3,4].

با توجه به این چالش باید با اتخاذ تدابیری از افزایش بیش از حد دما در حین فرآیند سوراخ کاری استخوان جلوگیری کرد. محققان بسیاری به مطالعه تأثیر عوامل مختلف بر تغییرات دما در سوراخ کاری استخوان پرداخته‌اند. از جمله عوامل تأثیرگذار در فرآیند سوراخ کاری بر افزایش دما می‌توان به کیفیت و خواص استخوان، هندسه مته، عمق سوراخ، میزان تیز بودن ابزار برشی، سرعت سوراخ کاری، فشار عمودی وارده به مته، اجرای سوراخ کاری به صورت تدریجی یا تک‌مرحله‌ای، انجام سوراخ کاری متناوب یا پیوسته، به کارگیری روش‌های خنک‌کاری داخلی یا خارجی و تأثیر خواص مکانیکی و کیفیت جنس مته انتخابی اشاره کرد [5].

هیلاری و شعبه به مطالعه تأثیر پارامترهای ماشین کاری و هندسه ابزار بر ازدیاد دما در سوراخ کاری استخوان انسان و گاو [1] و دیویدسون و جیمز به اندازه‌گیری ضریب رسانش گرمایی استخوان گاو پرداختند [2]. باچوس و همکاران دریافتند هرچه میزان نیروی سوراخ کاری استخوان بیشتر باشد، دمای حاصل از سوراخ کاری در سطح و داخل سطح سوراخ تقلیل یافته و به دنبال آن پدیده نکروز استخوانی کاهش می‌یابد [3]. دیویدسون و جیمز مدل ترمومکانیکی مبتنی بر تئوری ماشین کاری جهت پیش‌بینی میزان ازدیاد دما و آسیب گرمایی وارده به استخوان در حین فرآیند سوراخ کاری را ارائه کردند

¹ Alkaline Phosphatase

² Thermal Necrosis

حرارت در فرآیند برش متعامد نیز در شکل b-1 نمایش داده شده است.
 1- ناحیه اول تغییر شکل (A): تقریباً تمامی انرژی اعمالی برای برش تبدیل به حرارت شده که بخشی از آن وارد قطعه کار شده و بخش دیگر به وسیله براده از فرآیند خارج می‌شود.
 2- ناحیه دوم تغییر شکل (B) (ناحیه تماس بین براده و سطح براده ابزار): در اثر اصطکاک و تغییر شکل پلاستیک حرارت ایجاد و بخشی از آن وارد ابزار و بخش دیگر وارد براده می‌شود.
 3- ناحیه سوم تغییر شکل (C): حرارت در اثر اصطکاک بین سطح آزاد ابزار و سطح جدید ماشین کاری شده ایجاد و بخشی وارد ابزار و بخشی دیگر وارد قطعه کار می‌شود. این وضعیت در ماشین کاری با ابزارهای فرسوده نمود پیدا می‌یابد. از آنجا که در عمل جراحی از ابزارهای تیز استفاده می‌شود از حرارت ایجاد شده در این ناحیه نیز صرف نظر می‌شود.

فرضیات مورد نظر جهت تحلیل نتایج، عبارت از موارد زیر است.
 - نوع ماشین کاری، متعامد لحاظ می‌شود.
 - زاویه براده به صورت متغیر در طول لبه برش مته فرض می‌شود.
 - برای محاسبه زاویه برش از رابطه ارنست-مرچنت استفاده می‌شود.
 - رفتار استخوان به صورت غیرنیوتنی در نظر گرفته می‌شود.
 - تنش برشی به صورت متغیر با نرخ برش براساس رابطه قانون توان در نظر گرفته می‌شود.
 - با توجه به ثابت بودن نمونه استخوان و کوچک بودن ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی در سطح خارجی آن از انتقال حرارت با محیط اطراف چشم‌پوشی می‌شود.

2-2- محاسبه سرعت برشی

با فرض آن که انرژی صرف شده برای برش ماده به حرارت مبدل می‌شود این میزان حرارت با کار انجام شده برابر و به صورت رابطه (1) خواهد بود.

$$\frac{\partial Q}{\partial t} = F_s v_s \quad (1)$$

رابطه (2) برای محاسبه سرعت برشی به گونه زیر است.

$$v_s = \frac{v}{\cos \phi} \quad (2)$$

برای محاسبه زاویه برش از رابطه ارنست-مرچنت بر مبنای اصل حداقل کار رابطه (3) را خواهیم داشت.

$$2\phi + \beta - \alpha = 90 \quad (3)$$

در این رابطه زاویه اصطکاک β معادل 0.644 است [4]. زاویه براده α در طول لبه برش مته تغییر می‌کند. زاویه براده به صورت رابطه (4) تابعی از فاصله از محور دوران بیان می‌شود.

$$\tan(\alpha) = \frac{\left(\frac{2r}{D}\right) \tan(\theta)}{\sin(\phi)} \quad (4)$$

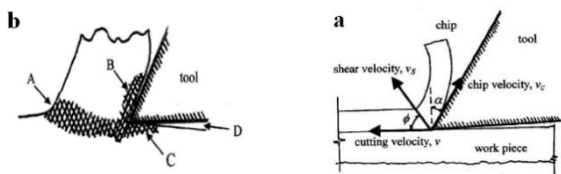


Fig. 1 a- Orthogonal cutting and material removal, b- Heat generation zones in orthogonal cutting [4]

شکل 1 الف- برش متعامد و براده‌برداری، ب- نواحی تولید حرارت در برش متعامد [4]

پیشروی تأثیر 60 درصدی و سرعت چرخشی تأثیر 34 درصدی در پارامترهای فرآیند سوراخ کاری داشته است [19]. وانگ با مطالعه سوراخ کاری‌های اتوماتیک و دستی استخوان مشاهده کرد که در سوراخ کاری اتوماتیک 30% تا 60% زمان ماشین کاری کاهش یافته و همچنین دقت ماشین کاری اتوماتیک بسیار بیشتر از دستی است [20]. سویی و همکاران روند سوراخ کاری استخوان را مدل‌سازی مکانیکی کردند [21]. پاندا و همکاران سوراخ کاری استخوان را با استفاده از مدل تاگوچی و تابع عضویت بهینه‌سازی کردند [22]. پاندا و پانندی با تغییر در هندسه ابزار سعی در بهبود شرایط سوراخ کاری داشتند [23]. راجمینیس و همکاران به بررسی ذرات باقی‌مانده از برش با اره‌های سنتی و برش با لیزر پرداختند [24]. وانگ و همکاران به تحقیق تجربی و شبیه‌سازی سوراخ کاری‌های معمولی و به کمک ارتعاشات آلتراسونیک پرداختند [25]. شکوری و همکاران سوراخ کاری سرعت بالای استخوان را مطالعه و مشاهده کردند که با به کارگیری سرعت چرخشی محدوده 6000-7000 rpm و میزان ازدیاد دما به دلیل کاهش ناگهانی نیروی محوری کاهش شایان توجهی می‌یابد [26]. در پژوهشی دیگر شکوری و همکاران به مطالعه ازدیاد دما در فرآیند سوراخ کاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک پرداخته دریافتند این روش به دلیل کاهش قابل توجه در مقدار نیروی محوری نسبت به سوراخ کاری معمولی، همچنین عدم وابستگی نیرو به نرخ پیشروی در سرعت چرخشی 1000rpm قابلیت به کارگیری در عمل جراحی ارتوپدی را دارد [27]. همچنین در پژوهشی دیگر شکوری و همکاران نشان دادند که دمای موضع سوراخ در تمامی حالت‌های آزمون با به کارگیری خنک کاری داخلی با گاز در محدوده مجاز باقی مانده و احتمال وقوع نکروز از میان می‌رود [28].

هدف این تحقیق محاسبه حرارت حاصل از فرآیند سوراخ کاری با استفاده از تئوری ماشین کاری، تخمین سهم حرارت ورودی به استخوان با استفاده از تئوری واینر، انجام آزمون‌های تجربی و اندازه‌گیری تغییرات دما در موضع سوراخ، محاسبه حرارت تجربی با استفاده از انتقال حرارت رسانشی معکوس و در نهایت مقایسه آن با حرارت تئوری جهت راست آزمایی برآورد صورت گرفته برای سهم حرارت ورودی به استخوان است. تاکنون نتایج مستندی در خصوص میزان درصد سهم حرارت ورودی به استخوان در حین سوراخ کاری گزارش نشده است.

2- تئوری

2-1- محاسبه حرارت سوراخ کاری با استفاده از تئوری ماشین کاری

به منظور به کارگیری تئوری ماشین کاری فرض شده است که استخوان در ضمن ماشین کاری رفتاری مانند فلز از خود بروز می‌دهد. براده زمان ماشین کاری فلز در اثر برش از قطعه کار جدا می‌شود. اگرچه مکانیزم شکل‌گیری براده در فرآیند ماشین کاری استخوان دقیقاً مشخص نیست، ولی فرض شده فرآیند مشابه ماشین کاری متعامد انجام می‌پذیرد. این فرض به دلیل حصول نتایج قابل قبول در تحقیقات صورت گرفته بر ماشین کاری متعامد استخوان بر مبنای این تئوری صورت پذیرفته است. هرچند که آشکار است که مکانیزم واقعی شکل‌گیری براده استخوانی، متفاوت از براده فلزی است [4].

با وجود آن که برش در سوراخ کاری نسبت به برش متعامد پیچیده‌تر است، اما مکانیزم اصلی شکل‌گیری براده یکسان بوده و تئوری برش متعامد قابل استفاده است. در شکل a-1، نحوه درگیری ابزار با ماده و زوایای ابزار و سرعت‌ها نمایش داده شده است. نواحی سه‌گانه تغییر شکل پلاستیک و تولید

در روابط بالا ضخامت براده تغییر شکل نیافته از رابطه (16) به دست می آید:

$$t_1 = \frac{f/2}{N/60} \sin(p) \quad (16)$$

حرارت ایجاد شده در سیستم هنگام فرآیند ماشین کاری از سه طریق خارج می شود.

- بخشی از آن وارد ابزار شده و افزایش دمای ابزار برشی را در پی دارد.
- بخشی از حرارت به وسیله براده از محیط خارج می شود.
- بخشی از حرارت وارد قطعه کار شده و موجب ازدیاد دمای آن می شود.

از آنجا که هدف تحقیق حاضر کنترل و به کمینه رساندن سهم حرارت ورودی به قطعه کار (استخوان) و پیشگیری از ازدیاد دمای فراتر از حد مجاز آن است، تعیین میزان سهم حرارت ورودی به لحاظ تئوری اهمیت می یابد؛ بنابراین با تلفیق روابط پیشین با بحث نحوه توزیع حرارت تولیدی می توان رابطه (17) را برای سهم حرارت ورودی به استخوان ارائه کرد.

$$\frac{\partial Q_w}{\partial t} = \eta \frac{\partial Q}{\partial t} = \eta A_s \tau_s v_s \quad (17)$$

4-2- تعیین کسر حرارت ورودی به استخوان، η

تعیین کسر حرارت ورودی به استخوان، η ، براساس مبانی مکانیک و انتقال حرارت بسیار دشوار است. برخی تحقیقات تجربی در این زمینه صورت پذیرفته و مقداری تقریبی برای η تخمین زده شده است. این مقدار 0.5 بوده و در تمامی شرایط آزمایشی و سرعت های برشی و نرخ های پیشروی ثابت در نظر گرفته می شود [4]. با در نظر گرفتن این مقدار در تحقیق حاضر برای کسر حرارتی ورودی به استخوان و فرض ورود 50% حرارت تولیدی در اثر تغییر شکل پلاستیک و برش ماده به استخوان ملاحظه شد که نتایج گرمای تجربی کمتر از مقادیر پیش بینی شده تئوری درآمده است. از این رو مشخص شد که سهم حرارت ورودی به استخوان کمتر از مقدار $\eta=0.50$ است. از سوی دیگر با توجه به آن که سرعت تخلیه براده در سرعت های مختلف برشی و نرخ های متفاوت پیشروی متفاوت بوده که این عامل نحوه توزیع حرارت را تغییر می دهد، پس باید ضریب η برای هر حالت جداگانه در نظر گرفته شود و یک مقدار ثابت برای تمامی حالات ماشین کاری قابل به کارگیری نیست.

در این زمینه واینر [29] مطالعات جامعی انجام داده و این گونه در نظر گرفته که در ناحیه اول تغییر شکل بخشی از گرمای تولید شده IQ به قطعه کار رسانده می شود و باقی آن یعنی $(1-I)Q$ را براده حمل می کند. در این الگو فرض شده است که منطقه تغییر شکل اولیه را می توان منبع گرمای مسطحی با شدت یکنواخت در نظر گرفت. گرما از سطوح آزاد قطعه کار و براده تلف نمی شود و خواص گرمایی ماده ثابت و مستقل از دماست. ضمن آن که واینر فرض کرده که رسانش گرما در امتداد حرکت ماده انجام نمی شود. این فرض در برش فلزات قابل توجیه است، زیرا انتقال گرما در امتداد حرکت در سرعت های زیاد به طور عمده از راه حمل انجام می شود و می توان از سهم رسانش چشم پوشی کرد.

واینر معادلات انتقال حرارت را با شرایط مفروض برای قطعه کار حل کرد و I را به صورت تابعی از $R \tan \theta$ به دست آورد (شکل 3) که در این نمودار θ زاویه برش و R عدد گرمایی بوده که از رابطه (18) به دست می آید.

$$R = \frac{\rho c v a_c}{k} \quad (18)$$

در این رابطه k رسانش گرمایی، c ظرفیت گرمایی ویژه، ρ چگالی، v سرعت تراش و a_c ضخامت براده تغییر شکل نیافته است.

مقدار سرعت v نیز در طول لبه برش تغییر کرده و از رابطه (5) محاسبه می شود.

$$v = 2\pi r N / 60 \quad (5)$$

3-2- محاسبه نیروی برشی

نیروی برشی از رابطه (6) به دست می آید.

$$F_s = \tau_s A_s \quad (6)$$

از آنجا که رفتار استخوان به صورت غیرنیوتنی است، پس ماده ای ویسکوالاستیک است و تنش برشی نهایی آن با نرخ برش تغییر می کند [4]. نحوه این وابستگی باید کاملاً روشن شود. ابتدا نیاز است که نرخ برش تعیین شود. با فرض آن که ماده ای که توسط ابزار جدا می شود از مسیری هایپربولیک به صورت رابطه (7) عبور می کند (شکل 2).

$$y^2 \tan(\alpha) - xy = a \quad (7)$$

در این رابطه x و y محورهای دستگاه مختصات کارترین بوده که مبدأ آن بر نوک مته متمرکز است. ثابت a در این رابطه تعیین کننده میزان انحنای هذلولی و به صورت رابطه (8) است.

$$a = \frac{t_1^2}{16C^2(\sin(\varphi))^4 [\tan(\alpha) + \cot(\varphi)]} \quad (8)$$

ثابت ماده C در این آنالیز معادل 6 در نظر گرفته شده است. این مقدار برای فولاد کم کربن استفاده می شود، اما نتایج تحقیقات دیگران نشان داده است که مقدار حرارت تولیدی در فرآیند، چندان به تغییرات مقدار آن حساس نیست [4]. در نهایت نرخ برش در ناحیه اول تغییر شکل با فرض خط جریان هایپربولیک به صورت رابطه (9) تعریف می شود.

$$\dot{\gamma}_{AB} = \frac{v}{4\sqrt{a}(\sin(\varphi))^2 [\tan(\alpha) + \cot(\varphi)]^{3/2}} \quad (9)$$

وابستگی تنش برشی نهایی به نرخ برش توسط تحقیقات دیگران ارائه شده است. استحکام فشاری ناحیه قشری استخوان با نرخ کرنش به توان 0.060 متناسب است. همچنین استحکام کششی این ناحیه با نرخ کرنش به توان 0.055 متناسب است. این تحقیقات پیشنهاد می کند که تنش برشی نهایی با نرخ برش رابطه ای به صورت رابطه (10) دارد [4].

$$\tau_s \propto \dot{\gamma}^{0.060} \quad (10)$$

برای یافتن ضریب تناسب این رابطه با توجه به آن که مقدار تنش برشی نهایی استخوان حدود 14.1 ± 50.4 MPa است و آزمون های صورت گرفته در نرخ کرنش بسیار پایین 0.004 s^{-1} بوده، ضریب تناسب رابطه معادل 80 MPa و به صورت رابطه (11) به دست آمده است [4].

$$\tau_s = 80 \dot{\gamma}^{0.060} \quad (11)$$

برای تعیین مساحت صفحه برش روابط (12-15) را به صورت زیر داریم.

$$l_s = \frac{(D - d_0)}{\cos(90^\circ - p)} \quad (12)$$

$$w_s = \frac{t_1}{\sin(\varphi)} \quad (13)$$

$$A_s = l_s w_s \quad (14)$$

$$A_s = \frac{t_1(D - d_0)}{\cos(90^\circ - p) \sin(\varphi)} \quad (15)$$

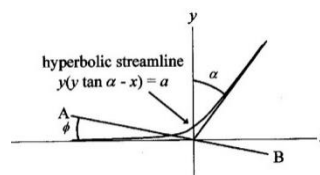


Fig. 2 Hyperbolic streamline through the primary deformation zone [4]

شکل 2 مسیر جریان هایپربولیک (ناحیه اول تغییر شکل) [4]

گرفته شده است. بدین ترتیب شکل بی بعد مسئله مستقیم به صورت رابطه (22) نوشته می شود.

$$\begin{cases} \frac{\partial^2 \theta}{\partial \xi^2} + \frac{1}{\xi} \frac{\partial \theta}{\partial \xi} = \frac{\partial \theta}{\partial \tau} \quad \mu \leq \xi \leq 1, \tau > 0 \\ -\frac{\partial \theta}{\partial \xi} = Q(\tau), \xi = \mu \\ \theta(\xi, \tau) = 0, \xi = 1 \\ \theta(\xi, \tau) = 0, \tau = 0 \end{cases} \quad (22)$$

$$\mu = \frac{r_i}{r_o}, Q(\tau) = \frac{q(t)}{q_{ref}} \quad (22)$$

2-6- روش انتقال حرارت رسانشی معکوس

مسئله‌های معکوس از نظر ریاضی در رده مسئله‌های ناخوش- طرح قرار می گیرند. براساس تعریفی که برای مسائل خوش- طرح مهندسی ارائه شده است، این مسائل از سه ویژگی زیر برخوردار است.

- مسئله باید پاسخ داشته باشد.
 - پاسخ مسئله باید یکتا باشد.
 - روند تغییر پاسخ مسئله نسبت به تغییر داده‌های مسئله باید روندی پیوسته باشد. این خاصیت را پایداری می نامند.
- مسئله‌ای که حداقل یکی از شرایط بالا را نداشته باشد ناخوش- طرح نامیده می شود؛ بنابراین مدل ریاضی توصیف شده با مجموعه معادلات 20 ناخوش- طرح است، چرا که لزوماً به ازای هر مجموعه از Y ها پاسخ ندارد. مدل ریاضی خوش- طرح را می توان به صورت یک مسئله کمترین مربعات به صورت رابطه (23) تعریف کرد.

$$\text{minimize } S(Q) = \sum_{i=1}^N [\theta(Q_i) - Y_i^*]^2 \quad (23)$$

در رابطه (23) بردار $Q = [Q_1, Q_2, \dots, Q_N]^T$ مجهول و $\theta(Q_i)$ عبارت است از پاسخ رابطه (22) در $\xi = \mu$ برای Q_i های تخمین زده شده. با توجه به این که تابع وابستگی Q به τ قابل حدس نیست؛ بنابراین مسئله معکوس به محاسبه مقدار Q در لحظه‌های ثبت دما تبدیل شده است. این نوع مسائل در مرجع [30] مسائل معکوس برآورد تابع نامیده شده‌اند.

در صورتی که تعداد مجهولات زیاد باشد ممکن است در حل رابطه (23) نوسان‌های زیادی تولید شوند [30]. یکی از روش‌های مرسوم جهت کاهش این نوسانات استفاده از تکنیک موسوم به «تعدیل تیخنف» است که به صورت رابطه (24) اعمال می شود.

$$\text{minimize } S(Q) = \sum_{i=1}^N [\theta(Q_i) - Y_i^*]^2 + \alpha^* \sum_{i=1}^N Q_i^2, \alpha^* > 0 \quad (24)$$

مقدار ضریب α^* پایداری و دقت حل رابطه (24) را تحت تأثیر قرار می دهد. مقدار خیلی کوچک این ضریب سبب کاهش پایداری حل و انتخاب مقدار بزرگ برای آن سبب کاهش دقت حل می شود. معمولاً مقدار این ضریب بین 10^{-2} تا 10^{-4} انتخاب می شود [31]. جهت اطمینان از مناسب بودن مقدار انتخاب شده برای ضریب α^* در تحقیق حاضر پس از به دست آوردن شرط مرزی از حل معکوس این شرط در مسئله مستقیم قرار داده شده و دمای محاسبه شده در موقعیت ترموکوپل با دمای اندازه‌گیری شده مقایسه شده است.

جهت حل رابطه (24) مشتق‌های اول K نسبت به Q_i ها برابر با صفر قرار داده می شود و به صورت روابط (25-26) است.

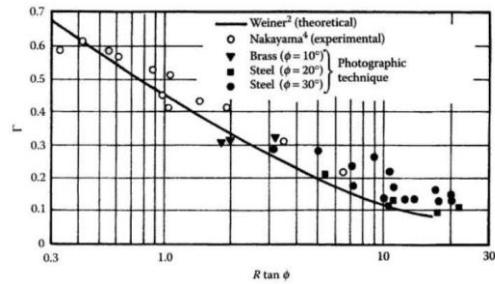


Fig. 3 Effect of $R \tan \phi$ on share of shear zone heat between chip & workpiece [29]

شکل 3 اثر $R \tan \phi$ بر تقسیم گرمای منطقه برش بین براده و قطعه کار [29]

2-5- مدل ریاضی انتقال حرارت رسانشی معکوس

به دلیل این که اندازه‌گیری شار حرارتی در سطح تماس مته با استخوان امکان پذیر نیست، تحلیل حرارتی فرآیند به روش مستقیم ممکن نیست و لازم است از روش‌های معکوس استفاده شود. در روش معکوس تغییر دما طی عملیات سوراخ کاری در نقطه‌ای نزدیک به سوراخ اندازه‌گیری می شود و از این داده‌ها به جای شرط مرزی نامعلوم مسئله در سطح تماس استفاده می شود. هدف این بخش حل مساله یادشده در مختصات استوانه‌ای یک بعدی و تهیه کد میپیل برای حل مسئله سوراخ کاری استخوان است.

شکل 4 مسئله مورد نظر را به صورت شماتیک نشان می دهد. مسئله مستقیم یعنی با فرض معلوم بودن $q(t)$ به صورت رابطه (19) و مسئله معکوس معادل به شکل رابطه (20) است.

$$\begin{cases} \frac{\partial^2 T(r, t)}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial T(r, t)}{\partial r} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T(r, t)}{\partial t} \\ -k \frac{\partial T}{\partial r} = q(t), r = a \\ T(r, t) = T_0, r = b \\ T(r, t) = T_0, t = 0 \end{cases} \quad (19)$$

$$\begin{cases} \frac{\partial^2 T(r, t)}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial T(r, t)}{\partial r} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T(r, t)}{\partial t} \\ -k \frac{\partial T}{\partial r} = q(t) = ?, r = a \\ T(r, t) = T_0, r = b \\ T(r, t) = T_0, t = 0 \\ T(r_s, i \Delta t) = Y_i, i = 1 \dots N \end{cases} \quad (20)$$

که N تعداد دماهای اندازه‌گیری شده و t_f مدت ثبت دماهاست. با تعریف متغیرهای بی بعد رابطه (21) می توان مسئله مستقیم و معکوس را بی بعد کرد.

$$\theta = \frac{(T - T_0)k}{q_{ref} r_o}, \xi = \frac{r}{r_o}, \tau = \frac{\alpha t}{r_o^2} \quad (21)$$

که q_{ref} یک مقدار مرجع دلخواه و مقدار آن در کار حاضر 1 W/m^2 در نظر

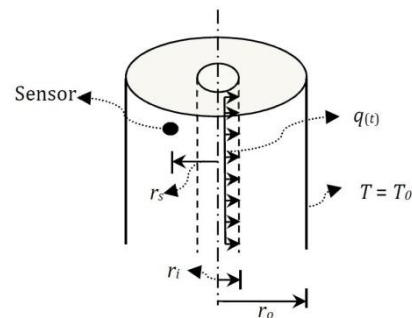


Fig. 4 Schematic of solved problem

شکل 4 نمایش مسئله حل شده به صورت شماتیک

$$\begin{cases} \frac{\partial^2 \phi}{\partial \xi^2} + \frac{1}{\xi} \frac{\partial \phi}{\partial \xi} = \frac{\partial \phi}{\partial \tau} \\ -\frac{\partial \phi}{\partial \xi} = 1, \xi = \mu \\ \phi(\xi, \tau) = 0, \xi = 1 \\ \phi(\xi, \tau) = 0, \tau = 0 \end{cases} \quad (34)$$

رابطه (33) را می‌توان به صورت (35) نوشت.

$$\theta(\xi, \tau) = \sum_{k=0}^{N-1} Q_k \Delta \phi_k \quad (35)$$

از مقایسه رابطه (31) با (35) رابطه (36) نتیجه می‌شود.

$$X_{ik} = \Delta \phi_k = \phi(\xi, \tau_{k+1}) - \phi(\xi, \tau_k), k = 0, \dots, N-1 \quad (36)$$

با حل مسأله (34) و استفاده از معادله (35) ماتریس ضرایب حساسیت تعیین شده و حل مسأله کامل می‌شود. حل مسأله (34) با استفاده از روش تفکیک متغیرها به صورت رابطه (37) است.

$$\phi(\xi, \tau) = -\mu \ln \xi - \mu \sum_{m=1}^{\infty} \frac{R_0(\beta_m, \mu)}{\beta_m^2 N(\beta_m)} R_0(\beta_m, \xi) e^{-\beta_m^2 \tau} \quad (37)$$

روابط (38-39) به صورت زیر است.

$$R_0(\beta_m, \xi) = J_0(\beta_m \xi) Y_0(\beta_m) - J_0(\beta_m) Y_0(\beta_m \xi) \quad (38)$$

$$\frac{1}{N(\beta_m)} = \frac{\pi^2}{2} \frac{\beta_m^2 J_0^2(\beta_m \mu)}{J_0^2(\beta_m \mu) - J_0^2(\beta_m)} \quad (39)$$

مقادیر β_m ریشه‌های مثبت رابطه (40) است.

$$J_0'(\beta_m \mu) Y_0(\beta_m) - J_0(\beta_m) Y_0'(\beta_m \mu) = 0 \quad (40)$$

2-7- به کارگیری انتقال حرارت رسانشی معکوس برای سوراخ کاری استخوان

شعاع داخلی و خارجی به منظور تعریف دامنه حرارتی استخوان به صورت رابطه (41) در نظر گرفته شده است.

$$r_i = 1.6 \text{ mm}, r_o = 50 \text{ mm} \quad (41)$$

ترموکوپل به فاصله 0.5 mm از جدار سوراخ قرار گرفته است که در فواصل زمانی 1 ثانیه دما را ثبت می‌کند. خواص استخوان ثابت و به صورت رابطه (42) در نظر گرفته شده‌اند [4].

$$\rho = 2200 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}, \quad k = 0.56 \frac{\text{W}}{\text{mK}}, \quad c_p = 1300 \frac{\text{J}}{\text{kgK}} \quad (42)$$

ورودی کد، دمای اندازه‌گیری شده در محل ترموکوپل و خروجی آن، شار محاسبه شده و دمای محاسبه شده در محل ترموکوپل با اعمال شار حرارتی محاسبه شده در مرز داخلی است.

3- مواد و روش‌ها

3-1- تجهیزات آزمایش

مجموعه آزمون‌ها برای بررسی حرارت در فرآیند سوراخ کاری استخوان بر دستگاه تراش سی‌ان‌سی مدل (TME 40) ساخت ماشین‌سازی تبریز صورت پذیرفته است (شکل 5). مته‌های مورد استفاده، مته استاندارد جراحی با قطر 3.2 mm و از جنس فولاد ضدزنگ 316L است. زوایای رأس و ماریج آن‌ها به ترتیب 90° و 20° بوده و براساس آن‌چه که در سایر مراجع قید شده، حداکثر برای ماشین‌کاری 40 سوراخ مورد استفاده قرار گرفته و سپس با مته جدید جایگزین شده‌اند [9,5]. شرایط فرآیندی آزمون‌ها در جدول 1 بیان شده‌اند.

تغییرات دما در موضع سوراخ کاری، به وسیله ترموکوپل‌های تماسی سیمی از نوع k-type که با واسطه ترمومتر لوترون TM-925 به رایانه متصل

$$\frac{\partial S(Q)}{\partial Q_j} = 2 \sum_{i=1}^N \frac{\partial \theta(Q_i)}{\partial Q_j} [\theta(Q_i) - Y_i^*] + 2\alpha^* \sum_{i=1}^N Q_i \frac{\partial Q_i}{\partial Q_j} = 0 \quad (25)$$

$$\sum_{i=1}^N \frac{\partial \theta(Q_i)}{\partial Q_j} [\theta(Q_i) - Y_i^*] = \alpha^* \sum_{i=1}^N Q_i \frac{\partial Q_i}{\partial Q_j} \quad (26)$$

با تعریف ضریب حساسیت X_{ij} به صورت رابطه (27) خواهیم داشت.

$$\sum_{i=1}^N X_{ij} [Y_i - \theta(Q_i)] = \alpha^* \sum_{i=1}^N Q_i \frac{\partial Q_i}{\partial Q_j}, X_{ij} = \frac{\partial \theta(Q_i)}{\partial Q_j} \quad (27)$$

هر چه مقدار ضرایب حساسیت بزرگ‌تر و وابستگی آن‌ها به یکدیگر کمتر باشد، امکان انتخاب α^* کوچک‌تر و در نتیجه محاسبه پاسخ‌های دقیق‌تر بیشتر می‌شود. برای داشتن ضرایب حساسیت بزرگ، ترموکوپل باید در موقعیتی نصب شود که بیشترین تغییرات دما را ثبت کند؛ بنابراین حل مسأله معکوس می‌تواند به تشخیص موقعیت مناسب ترموکوپل و زمان‌های مناسب ثبت دما نیز کمک کند.

رابطه (27) را می‌توان به صورت معادله ماتریسی (28) نشان داد.

$$X^T (Y^* - \theta) = \alpha^* Q \quad (28)$$

ماتریس‌ها به صورت رابطه (29) تعریف می‌شوند.

$$\theta = \begin{pmatrix} \theta_1 \\ \vdots \\ \theta_N \end{pmatrix}, Y^* = \begin{pmatrix} Y_1^* \\ \vdots \\ Y_N^* \end{pmatrix}, Q = \begin{pmatrix} Q_1 \\ \vdots \\ Q_N \end{pmatrix}, X = \begin{pmatrix} \frac{\partial \theta(Q_1)}{\partial Q_1} & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial \theta(Q_N)}{\partial Q_1} & \dots & \frac{\partial \theta(Q_N)}{\partial Q_N} \end{pmatrix} \quad (29)$$

با توجه به این که دما در هر لحظه مستقل از شارهای حرارتی پس از این زمان خواهد بود؛ بنابراین ضرایب بالای قطر اصلی ماتریس X صفر خواهند بود. برای حل دستگاه روابط (25) از بسط تیلور $\theta(Q_i)$ به صورت رابطه (30) استفاده می‌کنیم.

$$\theta(Q_i) = \theta(Q_0) + \sum_{k=1}^N \frac{\partial \theta(Q_i)}{\partial Q_k} (Q_k - Q_0) \quad (30)$$

با فرض نقطه مرجع صفر به صورت رابطه (31) ساده می‌شود.

$$\theta(Q_i) = \sum_{k=1}^N \frac{\partial \theta(Q_i)}{\partial Q_k} Q_k = \sum_{k=1}^N X_{ik} Q_k \quad (31)$$

اگر ضرایب حساسیت مستقل از مجهول‌های Q_i باشند، دستگاه معادلات (28) خطی خواهد بود و با معلوم بودن ضرایب حساسیت، دماهای اندازه‌گیری شده و ضریب α^* بردار مجهول Q را می‌توان به صورت رابطه (32) محاسبه کرد.

$$Q = (X^T X + \alpha^* I)^{-1} X^T Y^* \quad (32)$$

جهت تعیین ضرایب حساسیت از قضیه دوهمال استفاده می‌شود. از آن‌جا که مسأله مستقیم 22 خطی است، حل تحلیلی آن با استفاده از قضیه دوهمال قابل انجام است. با فرض آن‌که Q_i در فاصله $i\Delta t \leq t < (i+1)\Delta t$ ثابت باقی می‌ماند، حل مسأله مستقیم 22 به صورت رابطه (33) است.

$$\theta(\xi, \tau) = \sum_{j=0}^{N-1} \phi(\xi, \tau - \tau') \Delta Q_j \quad (33)$$

که ϕ حل مسأله کمکی رابطه (34) است.

می‌شود [9]. سپس نمونه‌هایی به پهنای حدود 20mm را با استفاده از دستگاه فرز برش داده تا هر یک به صورت جداگانه جهت سوراخ کاری و اندازه‌گیری درجه حرارت موضع سوراخ کاری مورد استفاده قرار گیرند (شکل 8). تمامی آزمون‌ها در دمای اتاق و بدون بهره‌گیری از هرگونه خنک‌کار و روان‌کار انجام پذیرفته است.

دمای اولیه مته و استخوان عوامل حائز اهمیتی نبوده و اختلاف دمای اتاق تا دمای بدن انسان (37°C)، تغییری در خواص استخوان و حداکثر ازدیاد دمای ایجاد شده در حین فرآیند سوراخ کاری ندارد [10]؛ بنابراین صرفاً مقدار ازدیاد دمای ایجاد شده (ΔT)، مورد نظر بوده و سپس با انتقال مبدا اندازه‌گیری به دمای بدن می‌توان بیشینه دمای ایجاد شده را با سطوح مجاز دمایی (47°C) مقایسه کرد. فاصله زمانی مناسب بین آزمون‌ها رعایت شده تا درجه حرارت مته و استخوان به دمای اتاق بازگردد.

4- نتایج

4-1- تخمین سهم حرارت ورودی به استخوان براساس تئوری واینر
با لحاظ کردن خصوصیات حرارتی استخوان در رابطه (18) و در نظر گرفتن شرایط ماشین کاری و زاویه برش، مقادیر کسر حرارت ورودی به استخوان در شرایط مختلف سوراخ کاری مطابق با جدول 2 به دست می‌آید.

4-2- اندازه‌گیری تجربی دما در موضع سوراخ کاری

نتایج حاصل از اندازه‌گیری دمای سوراخ در فرآیند سوراخ کاری معمولی در شکل 9 ارائه شده است. با توجه به شکل 9 موارد زیر قابل ملاحظه است.
- هرچه قدر نرخ پیشروی بالاتر باشد، میزان دمای موضع سوراخ پایین‌تر خواهد بود. این مسأله ناشی از کاهش تماس دورانی به ازای پیشروی و کاهش میزان تولید حرارت اصطکاکی است.



Fig. 7 Bovine femoral bone

شکل 7 استخوان فمور گاو



Fig. 8 Slices of bovine femoral bone

شکل 8 قطعات بریده شده از استخوان فمور گاو

شده، اندازه‌گیری و ثبت شده‌اند. بازه قابل اندازه‌گیری دستگاه بین 50- تا 1300 درجه سلسیوس و رزولوشن آن 0.1 درجه است. برای به حداقل رسانیدن تلفات گرمایی و افزایش صحت اندازه‌گیری، محل تماس ترموکوپل و استخوان با خمیر رسانای گرما پوشانیده شده است. فاصله استاندارد برای استقرار ترموکوپل در موضع سوراخ کاری براساس آن‌چه که در سایر تحقیقات رعایت شده، نصب آن در عمق 3mm و به فاصله 0.5mm از جدار سوراخ بوده است (شکل 6) [9,7].

3-2- نمونه‌های آزمایشی

برای این مجموعه آزمون‌ها، استخوان ران گاو که بلافاصله پس از کشتار از بدن آن خارج شده، طی چند ساعت مورد استفاده قرار گرفته است. استخوان گاو از آن جهت انتخاب شده که از میان حیوانات استخوان‌های گاو، سگ و خوک بیشترین شباهت را از لحاظ خواص به استخوان انسان دارند. بخش میانی ناحیه دیافیز استخوان ران گاو با طول تقریبی 75mm برای آزمایشات مورد استفاده قرار گرفته است (شکل 7). ضخامت قشر بیرونی در این ناحیه حدود 7-8mm است. پیش از اجرای آزمون‌ها پوشش غشایی روی محل سوراخ کاری از آن جدا شده است، چرا که وجود این غشا موجب ایجاد مشکلاتی در نحوه تخلیه براده‌ها و افزایش احتمال انسداد شیارهای مته

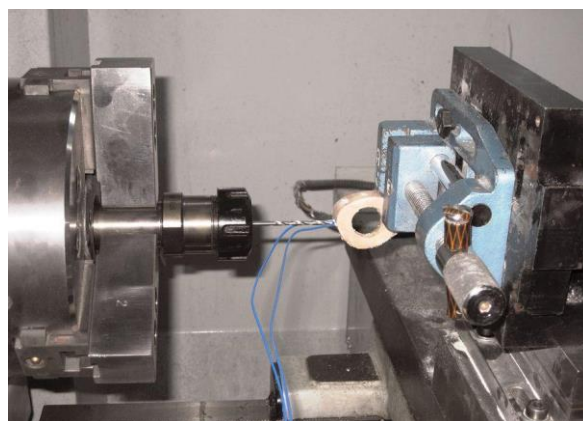


Fig. 5 Conventional drilling setup

شکل 5 تجهیزات سوراخ کاری معمولی

جدول 1 شرایط فرآیندی سوراخ کاری

Table. 1 Drilling Conditions	
سرعت چرخشی (rpm)	نرخ پیشروی (mm/min)
500-750-1000-1500-2000	50-100-150

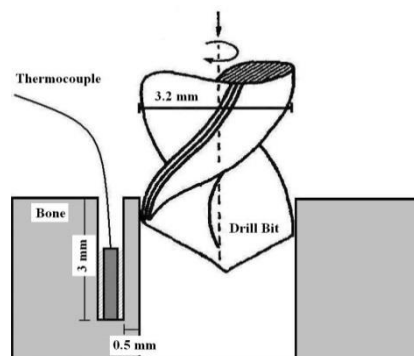


Fig. 6 Scheme of bone drilling process and temperature measurement in drilling site

شکل 6 تصویر شماتیک سوراخ کاری استخوان و اندازه‌گیری دما در موضع سوراخ

هر یک از حالت‌های آزمون، کاملاً با نتایج تجربی سازگار بوده و با خطای قابل قبولی قادر است میزان حرارت را در فرآیند سوراخ کاری استخوان را پیش‌بینی کند.

نتایج تئوری و تجربی در سرعت‌های چرخشی پایین تقریباً بر یکدیگر منطبق است، اما در سرعت‌های بالا میان نتایج تئوری و تجربی تا حدی فاصله ایجاد می‌شود که این خطا به دلیل تغییر شکل براده و تغییر ماهیت براده‌برداری بوده که در تئوری واینر نیز به این خطا در سرعت‌های بالا اشاره شده است [29].

فرض مقدار ثابت برای سهم حرارت ورودی به قطعه کار که در بیشتر تحقیقات ماشین کاری انجام می‌پذیرد، صحیح نبوده و با توجه به روش واینر و نتایج به‌دست‌آمده در این تحقیق باید در هر حالت ماشین کاری سهم حرارت ورودی متناسب با آن را در نظر گرفت.

5- بحث

همان گونه که پیشتر یاد شد در فرآیندهای ماشین کاری بخش عمده‌ای از انرژی ورودی به سیستم تبدیل به حرارت می‌شود. این حرارت تولیدی از سه طریق حمل به وسیله براده، ورود به ابزار و ورود به قطعه کار سیستم ماشین کاری را ترک می‌کند. در مورد سوراخ کاری قطعه کارهای فلزی به

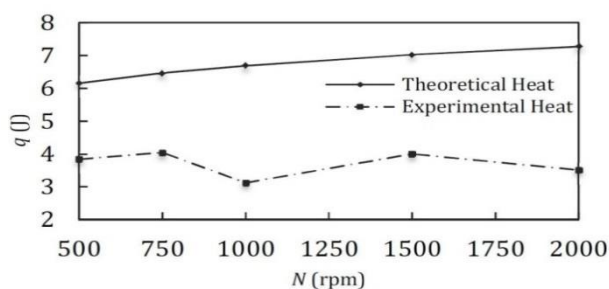


Fig. 10 Plot of comparison of Theoretical & Experimental Heats (Feed Rate=50mm/min)
شکل 10 نمودار مقایسه حرارت تئوری و تجربی (نرخ پیشروی 50mm/min)

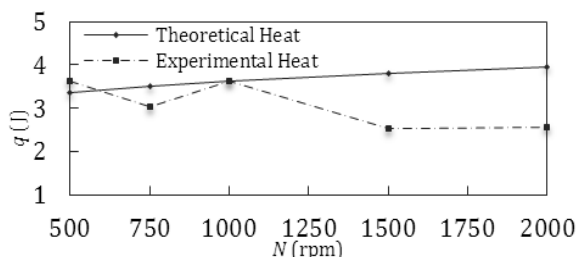


Fig. 11 Plot of comparison of Theoretical & Experimental Heats (Feed Rate=100mm/min)
شکل 11 نمودار مقایسه حرارت تئوری و تجربی (نرخ پیشروی 100mm/min)

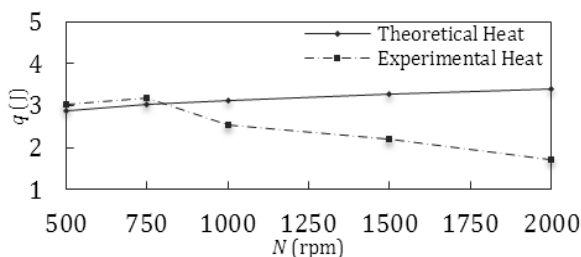


Fig. 12 Plot of comparison of Theoretical & Experimental Heats (Feed Rate=150mm/min)
شکل 12 نمودار مقایسه حرارت تئوری و تجربی (نرخ پیشروی 150mm/min)

در سرعت چرخشی پایین میزان ازدیاد دما فاصله قابل ملاحظه‌ای با حد مجاز داشته و به کارگیری سرعت چرخشی 500-1000rpm به دلیل وقوع حتمی نكروز توصیه نمی‌شود.

با افزایش سرعت چرخشی مته به 1500rpm میزان ازدیاد دما برای نرخ‌های پیشروی 100 و 150mm/min کاهش و برای 50mm/min افزایش می‌یابد.

از 1500 تا 2000rpm روند کاهش دما برای هر سه نرخ پیشروی از سر گرفته شده و منجر به حصول حداقل دمای موضع سوراخ در دور 2000 rpm و پیشروی 150mm/min (19.9°C) می‌شود.

4-3- مقایسه حرارت‌های تئوری و تجربی

جهت مقایسه شار حرارتی تجربی (محاسبه شده با روش معکوس) با شار حرارتی تئوری (به‌دست‌آمده از تئوری ماشین کاری و نظریه واینر) نمودارهای گرما برای نرخ‌های پیشروی مختلف فرآیند سوراخ کاری معمولی در شکل‌های 10-12 ترسیم شده است.

با توجه به این نمودارهای قابل موارد زیر ملاحظه است.

نتایج تجربی حرارت با تقریب قابل قبولی به نتایج تئوری نزدیک بوده که بیانگر صحت روش انجام آزمون‌های تجربی و اندازه‌گیری دماست. از این رو شرایط فرآیندی بهینه تعیین شده در آزمون‌های تجربی جهت به کارگیری در عمل‌های تجربی معتبر است.

محاسبه شار حرارتی به روش معکوس شیوه مناسب و دقیقی برای فرآیندهای سوراخ کاری استخوان است.

روش واینر برای محاسبه سهم حرارت ورودی به قطعه کار (در این‌جا نمونه استخوان) و همچنین نکته متغیر در نظر گرفتن این سهم در

جدول 2 مقادیر کسر حرارت ورودی به استخوان در شرایط مختلف

Table. 2 Drilling Conditions				
Γ	$R_{tan\phi}$	نرخ پیشروی (mm/min)	سرعت برشی مته (m/min)	سرعت چرخشی مته (rpm)
0.15	7.5723	50	5.027	500
0.085	15.144	100	5.027	500
0.075	22.717	150	5.027	500
0.15	7.5723	50	7.50	750
0.085	15.144	100	7.50	750
0.075	22.717	150	7.50	750
0.15	7.5723	50	10.053	1000
0.085	15.144	100	10.053	1000
0.075	22.717	150	10.053	1000
0.15	7.5723	50	15.079	1500
0.085	15.144	100	15.079	1500
0.075	22.717	150	15.079	1500
0.15	7.5723	50	20.106	2000
0.085	15.144	100	20.106	2000
0.075	22.717	150	20.106	2000

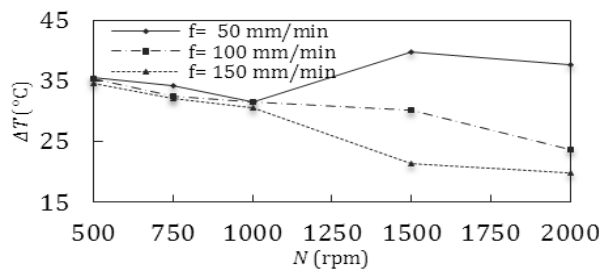


Fig. 9 Plot of rotational speed Vs drilling site temperature
شکل 9 نمودار سرعت چرخشی- دمای موضع سوراخ کاری

تئوری در شرایط مختلف ماشین کاری و در نتیجه میزان ازدیاد دما قابل پیش بینی بوده که می تواند کمک شایانی به پیشگیری از نکرز حرارتی کند.

– میزان فرآیند ازدیاد دما و احتمال وقوع نکرز با در نظر گرفتن سرعت چرخشی 2000rpm و نرخ پیشروی 100-150mm/min کاهش می یابد.

هدف این مطالعه امکان سنجی به کارگیری شیوه انتقال حرارت معکوس در مورد سوراخ کاری استخوان و راست آزمایی آن با تنها معیار موجود (تئوری واینر) بوده است. بی تردید تطابق دقیق نتایج تجربی انتقال حرارت با پیش بینی تئوری (با فرضیات صورت گرفته و مقایسه با معیاری که اساساً متعلق به این فرآیند نیست)، دور از انتظار است. در تحقیقات جدیدی که اکنون توسط گروه تحقیقاتی نویسنده در حال انجام است تلاش می شود تا سهم حرارت ورودی به استخوان و سهم حرارت ورودی به ابزار با ترموگرافی مادون قرمز اندازه گیری شود تا بتوان معیاری دقیق (مانند تئوری واینر) مختص به فرآیند سوراخ کاری و نیز استخوان توسعه داده شود.

7- فهرست علائم

A_s	مساحت صفحه برش
C	ثابت نرخ برش ماده
D	قطر مته
F_s	نیروی برش
L	فاصله
N	سرعت دورانی مته
N	تعداد دماهای اندازه گیری شده
R	عدد گرمایی
T	درجه حرارت
Q	گرمای تولید شده ضمن سوراخ کاری
X	ضریب حساسیت
Y	دما در هر لحظه
a	انحنای خط جریان براده
c	ظرفیت گرمایی ویژه
c_p	ظرفیت گرمایی ویژه
d_o	ضخامت جان مته
F	نرخ پیشروی
k	رسانش حرارتی
l_s	طول صفحه برش
w_s	عرض صفحه برش
P	نصف زاویه رأس مته
q	شار حرارتی
r	فاصله از محور دوران مته
t	زمان
t_l	ضخامت براده تغییر شکل نیافته
v	سرعت
v_c	سرعت براده
v_s	سرعت برشی
x, y	مختصات کارترین

علائم یونانی

دلیل بالا بودن ضریب رسانش حرارتی بخش عمده ای از حرارت تولیدی (85%) به وسیله براده ها به خارج از سیستم انتقال می یابد. در مطالعات پیشین در خصوص محاسبه حرارت در فرآیند سوراخ کاری استخوان با استفاده از تئوری ماشین کاری سهم حرارت ورودی به استخوان (به عنوان قطعه کار) 50% لحاظ می شد. پایین بودن ضریب رسانش حرارتی استخوان در مقایسه با فلزات دلیل مبنایی برای فرض بالا بود. نتایج تحقیق پیشرو آشکار ساخت که تئوری واینر که برای پیش بینی سهم حرارت ورودی به قطعه کار کاربرد دارد می تواند سهم حرارت ورودی به استخوان را با تقریب قابل قبولی پیش بینی کند. با توجه به آن که محدوده های لحاظ شده برای سرعت چرخشی و نرخ پیشروی مته برای سوراخ کاری استخوان حداقل و حداکثر بازه ممکن در حین عمل جراحی بوده می توان نتیجه گرفت که این سهم براساس پیش بینی تئوری واینر برای سوراخ کاری استخوان بین 7.5% تا 15% است.

نکته حائز اهمیت دیگر آن است میزان خطای حرارت ورودی به استخوان در سرعت های چرخشی پایین بسیار ناچیز است، در حالی که حرارت تجربی با افزایش سرعت چرخشی نسبت به مقدار پیش بینی شده با تئوری ماشین کاری و تئوری واینر فاصله می یابد. برای توجیه پدیده یادشده می توان به دلایل زیر اشاره کرد.

- خطای موجود در تئوری ماشین کاری و فرض ایده آل صورت گرفته مبنی بر این که تمامی انرژی اعمال شده به سیستم به حرارت تبدیل می شود.
- خطای موجود در رابطه ارنست-مرچنت برای پیش بینی زاویه برش.
- وجود خطا در تصور رفتار ویسکوالاستیک استخوان و استفاده از قانون توان.
- خطای موجود در مقدار تنش برشی نهایی استخوان به دلیل تغییرات درصد تراکم آن.
- چشم پوشی از انتقال حرارت جابه جایی در سطح استخوان.
- خطای ذاتی موجود در تئوری واینر که خطای آن در سرعت های بالا افزایش می یابد.
- تئوری واینر در اصل برای فرآیند تراش کاری توسعه داده شده است. به دلیل وجود تفاوت در نحوه شکل گیری و تخلیه براده میان فرآیندهای تراش کاری و سوراخ کاری قطعاً استفاده از این تئوری برای سوراخ کاری توأم با خطا خواهد بود. با این وجود تئوری بالا با تقریب قابل پذیرشی (به ویژه در سرعت های چرخشی پایین) قادر به پیش بینی حرارت ورودی به استخوان بوده و می تواند کمک شایانی به جلوگیری از وقوع نکرز حرارتی کند.

6- نتیجه گیری

در این تحقیق مقدار حرارت تولیدی در حین سوراخ کاری استخوان به وسیله تئوری های ماشین کاری و واینر محاسبه و حرارت تجربی از طریق اندازه گیری دما در موضع سوراخ و به کارگیری انتقال حرارت رسانشی معکوس تعیین و با مقایسه نتایج تئوری و تجربی نتایج زیر حاصل شد.

- شیوه انتقال حرارت رسانشی معکوس به خوبی در مورد فرآیند سوراخ کاری استخوان قابل پیاده سازی است.
- فرض مقدار ثابت برای سهم حرارت ورودی به استخوان نادرست بوده و این سهم در شرایط مختلف ماشین کاری متفاوت است.
- تئوری واینر با تقریب نزدیکی قادر به پیش بینی سهم حرارت ورودی به استخوان است؛ بنابراین سهم حرارت ورودی به استخوان با این

induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Vol. 13, No. 4, pp. 319-323, 2011.

[12] K. Alam, A. V. Mitrofanov, V. V. Silberschmidt, Measurements of surface roughness in conventional and ultrasonically assisted bone drilling, *Biomedical Sciences*, Vol. 1, No. 4, pp. 312-320, 2009.

[13] F. Karaca, B. Aksakal, M. Kom, Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: an in vitro study, *Medical Engineering and Physics*, Vol. 33, No. 10, pp. 1221-1227, 2011.

[14] J. Lee, B. Arda Gozen, O. Burak Ozdoganlar, Modeling and experimentation of bone drilling forces, *Journal of Biomechanics*, Vol. 45, No. 6, pp. 1076-1083, 2012.

[15] T. Mistic, A. Markovic, A. Todorovic, S. Colic, S. Miodrag, B. Milicic, An in vitro study of temperature changes in type 4 bone during implant placement: bone condensing versus bone drilling, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, Vol. 112, No. 1, pp. 28-33, 2011.

[16] R. K. Pandey, S. S. Panda, Optimization of bone drilling parameters using grey-based fuzzy algorithm, *Measurement*, Vol. 1, No. 47, pp. 386-392, 2014.

[17] R. K. Pandey, S. S. Panda, Optimization of bone drilling process with multiple performance characteristics using desirability analysis, *APCBEE Procedia*, Vol. 9, pp. 48-53, 2014.

[18] S. D. Dunnen, L. Mulder, G. M. Kerkhoffs, J. Dankelman, G. J. Tuijthof, Waterjet drilling in porcine bone: The effect of the nozzle diameter and bone architecture on the hole dimensions, *the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 11, No. 27, pp. 84-93, 2013.

[19] R. K. Pandey, S. S. Panda, Drilling of bone: A comprehensive review, *Clinical Orthopaedics and Trauma*, Vol. 4, No. 1, pp. 15-30, 2013.

[20] 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.

[21] J. Sui, N. Sugita, K. Ishii, K. Harada, M. Mitsuishi, Mechanistic modeling of bone-drilling process with experimental validation, *Materials Processing Technology*, Vol. 214, No. 4, pp. 1018-1026, 2014.

[22] R. K. Pandey, S. S. Panda, Optimization of multiple quality characteristics in bone drilling using grey relational analysis, *Orthopaedics*, Vol. 12, No. 1, pp. 39-45, 2015.

[23] R. K. Pandey, S. S. Panda, Multi-performance optimization of bone drilling using Taguchi method based on membership function, *Measurement*, Vol. 59, No. 1, pp. 9-13, 2015.

[24] N. Rachmanis, G. B. McGuinness, J. A. McGeough, Characterisation of debris from laser and mechanical cutting of bone, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Engineering in Medicine*, Vol. 228, No. 7, pp. 735-739, 2014.

[25] Y. Wang, M. Cao, X. Zhao, G. Zhu, C. McClean, Y. Zhao, Y. Fan, 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.

[26] E. Shakouri, M. H. Sadeghi, M. Maerefat, Experimental investigation of the thermal necrosis in conventional and high-speed drilling of bone, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 13, No. 10, pp. 105-117, 2013. (in Persian)

[27] 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. (in Persian)

[28] E. Shakouri, H. Haghighi Hassanali Deh, S. Gholampour, Experimental evaluating and statistical modeling of temperature elevation in bone drilling with internal cooling with gas, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 3, pp. 47-54, 2017. (in Persian)

[29] G. Boothroyd, W. A. Knight, *Fundamentals of Metal Machining and Machine Tools*, pp. 109-129, CRC Press Taylor & Francis, 2005.

[30] M. N. Ozisik, *Heat Conduction*, pp. 195-213, John Wiley & Sons INC, Second Edition, 1993.

[31] M. N. Ozisik, H. R. B. Orlande, *Inverse Heat Transfer Fundamentals and Applications*, pp. 35-93, Taylor & Francis, 2000.

α	زاویه براده
α^*	ضریب پایداری
β	زاویه اصطکاک
θ	متغیر بی بعد
ζ	متغیر بی بعد
τ	متغیر بی بعد
φ	زاویه برش
$\dot{\gamma}$	نرخ برش
$\dot{\gamma}_{AB}$	نرخ برش در صفحه برش
Γ	درصد حرارت ورودی به قطعه کار
η	درصد حرارت ورودی به استخوان
θ	زاویه مارپیچ
ρ	چگالی
τ_s	تنش برشی نهایی

8- تقدیر و تشکر

با تشکر از مهندس سیروس سرمستی که در انجام مراحل این تحقیق ما را یاری کرد.

9- مراجع

[1] M. T. Hillery, I. Shuaib, Temperature effects in the drilling of human and bovine bone, *Materials Processing Technology*, Vol. 92, No. 92, pp. 302-308, 1999.

[2] S. R. H. Davidson, D. F. James, Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone, *Medical Engineering and Physics*, Vol. 22, No. 10, pp. 741-747, 2000.

[3] K. N. Bachus, M. T. Rondina, D. T. Hutchinson, The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: An in vitro study, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 22, No. 10, pp. 685-691, 2000.

[4] S. R. H. Davidson, D. F. James, Drilling in bone: Modeling heat generation and temperature distribution, *Biomechanical Engineering*, Vol. 125, No. 3, pp. 305-314, 2003.

[5] W. Allan, E. D. Williams, C. J. Kerawala, Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws, *Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 43, No. 4, pp. 314-319, 2005.

[6] S. Karmani, The thermal properties of bone and the effects of surgical intervention, *Current Orthopaedics*, Vol. 20, No. 1, pp. 52-58, 2006.

[7] T. Udiljak, D. Ciglar, S. Skoric, Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis, *Advance in Production Engineering and Management*, Vol. 2, No. 3, pp. 103-112, 2007.

[8] B. C. Sener, G. Dergin, B. Gursoy, E. Kelesoglu, I. Slih, Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths, *Clinical oral Implants Research*, Vol. 20, No. 3, pp. 294-298, 2009.

[9] 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.

[10] G. Augustin, S. Davila, T. Udiljak, D. S. Vedrina, D. Bagatin, Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: Preliminary report, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, Vol. 129, No. 5, pp. 703-709, 2009.

[11] A. Scarano, A. Piattelli, B. Assenza, F. Carinci, L. D. Donato, G. L. Romani, A. Merla, Infrared thermographic evaluation of temperature modifications