مجله مهندسی مکانیک مدرس، مهر 1396، دوره 17، شماره 7، ص‌ص 131-140

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

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

احسان شکوری[1*]، مهدی معرفت[2]

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

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 04 فروردین 1396

پذیرش: 10 خرداد 1396

ارائه در سایت: 22 تیر 1396

کلید واژگان:

استخوان

ثابت‌سازی داخلی

سوراخ‌کاری

ایجاد حرارت

تئوری واینر

انتقال حرارت معکوس

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. سوراخ‌کاری استخوان برای اتصال تجهیزات نگهدارنده الزامی است. نیروهای لازم جهت تشکیل براده در حین سوراخ‌کاری 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 جوش‌خوردگی نادرست استخوان می‌شود. در تحقیق حاضر سعی شده است تا با استفاده از تئوری ماشین‌کاری، حرارت حاصل از فرآیند سوراخ‌کاری محاسبه و به وسیله تئوری واینر سهم حرارت ورودی به استخوان تخمین زده شود. آزمون‌های سوراخ‌کاری 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 ماشین‌کاری و واینر قادر به پیش‌بینی میزان حرارت ورودی به استخوان و تغییرات دما در موضع سوراخ است.

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 Maerefat[2]

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

در عمل‌های جراحی ارتوپدی برای درمان شکستگی‌های پیچیده نیاز به سوراخ‌کاری موضع شکستگی به منظور کاشت پیچ، پلاک و تجهیزات نگهدارنده است. نیروی تغییر شکل پلاستیک براده، اصطکاک بین مته و براده

Please cite this article using:

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

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)

و همچنین اصطکاک براده با جدار سوراخ موجب تولید حرارت در موضع سوراخ‌کاری می‌شود. بخشی از حرارت ایجاد شده در حین فرآیند سوراخ‌کاری استخوان به خارج از سوراخ منتقل می‌شود، اما بخشی نیز از حرارت ایجاد شده از طریق رسانش گرمایی به استخوان سوراخ‌کاری 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 سوراخ‌کاری به دلیل پایین بودن ضریب رسانش گرمایی استخوان باقی مانده، افزایش دمای موضعی صورت گرفته و در آلکالین فسفاتاز[1] استخوان تغییر ماهیت ایجاد می‌شود. همین امر زمینه پدیده نکروز[2] حرارتی، مرگ سلولی، مردگی بافت استخوانی و افت استحکام مکانیکی موضع سوراخ‌کاری 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 سوراخ‌کاری موجب برهم خوردن برهم‌کنش پیچ نگهدارنده و استخوان می‌شود، در نتیجه جوش‌خوردگی استخوان در جهت و زاویه مطلوب روی نمی‌دهد. میزان عدم موفقیت کاشت پلاک در شکستگی‌های ساق پا تا 7.1% نیز گزارش شده است [4,3].

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 [4,3,1].

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

هیلاری و شعیب به مطالعه تأثیر پارامترهای ماشین‌کاری و هندسه ابزار بر ازدیاد دما در سوراخ‌کاری 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 سوراخ‌کاری استخوان بیشتر باشد، دمای حاصل از سوراخ‌کاری 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 ماشین‌کاری جهت پیش‌بینی میزان ازدیاد دما و آسیب گرمایی وارده به استخوان در حین فرآیند سوراخ‌کاری را ارائه کردند [4]. آلان و همکاران نیز تأثیر فرسایش مته بر افزایش دما در سوراخ‌کاری 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 سوراخ‌کاری، سرعت چرخشی، شرایط سوراخ‌کاری، و خنک‌کاری بر ازدیاد دما پرداخت [6]. یودیلجاک و همکاران فرآیندهای سوراخ‌کاری معمولی و سرعت بالا را مطالعه کردند [7]. سم‌سنر و همکاران اثر خنک‌کاری را بر دمای موضع سوراخ‌کاری 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 سوراخ‌کاری 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 سوراخ‌کاری استخوان پرداختند و دریافتند که صافی سطح سوراخ ایجاد شده توسط ارتعاشات آلتراسونیک نسبت به سوراخ‌کاری 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 سوراخ‌کاری ارائه دادند که در آن کاهش حرارت سوراخ‌کاری را با توجه به روابط ماشین‌کاری و انتقال حرارت پیش‌بینی کردند [14]. میسیک و همکاران به مقایسه سوراخ‌کاری معمولی و سوراخ‌کاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک در استخوان پرداخته و ملاحظه کردند که دما در سوراخ‌کاری به کمک ارتعاشات با افزایش عمق به طور پیوسته کاهش یافته، ولی در سوراخ‌کاری معمولی استخوان با افزایش عمق تا 5 میلی‌متر دما افزایش پیدا کرده است [15]. پاندا و پاندی یک الگوریتم برای بهبود سوراخ‌کاری 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 سوراخ‌کاری استخوان [17] و همچنین دونن و همکاران با استفاده از واترجت به سوراخ‌کاری استخوان پرداختند. نازل با قطر 0.5 میلی‌متر را بهترین نازل جهت سوراخ‌کاری با واترجت توصیه کردند. برای استخوان‌های مَفصل 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 سوراخ‌کاری 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

[1] Alkaline Phosphatase
[2] Thermal Necrosis

پیشروی تأثیر 60 درصدی و سرعت چرخشی تأثیر 34 درصدی در پارامترهای فرآیند سوراخ‌کاری داشته است [19]. وانگ با مطالعه سوراخ‌کاری‌های اتوماتیک و دستی استخوان مشاهده کرد که در سوراخ‌کاری اتوماتیک 30% تا 60% زمان ماشین‌کاری کاهش یافته و همچنین دقت ماشین‌کاری اتوماتیک بسیار بیشتر از دستی است [20]. سویی و همکاران روند سوراخ‌کاری استخوان را مدل‌سازی مکانیکی کردند [21]. پاندا و همکاران سوراخ‌کاری استخوان را با استفاده از مدل تاگوچی و تابع عضویت بهینه‌سازی کردند [22]. پاندا و پاندی با تغییر در هندسه ابزار سعی در بهبود شرایط سوراخ‌کاری داشتند [23]. راچمینیس 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 سوراخ‌کاری‌های معمولی و به کمک ارتعاشات آلتراسونیک پرداختند [25]. شکوری و همکاران سوراخ‌کاری 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 سوراخ‌کاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک پرداخته دریافتند این روش به دلیل کاهش قابل توجه در مقدار نیروی محوری نسبت به سوراخ‌کاری 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 خنک‌کاری داخلی با گاز در محدوده مجاز باقی مانده و احتمال وقوع نکروز از میان می‌رود [28].

هدف این تحقیق محاسبه حرارت حاصل از فرآیند سوراخ‌کاری با استفاده از تئوری ماشین‌کاری، 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 سوراخ‌کاری گزارش نشده است.

2- تئوری

2-1- محاسبه حرارت سوراخ‌کاری با استفاده از تئوری ماشین‌کاری

به منظور به کارگیری تئوری ماشین‌کاری فرض شده است که استخوان در ضمن ماشین‌کاری رفتاری مانند فلز از خود بروز می‌دهد. براده زمان ماشین‌کاری فلز در اثر برش از قطعه کار جدا می‌شود. اگرچه مکانیزم شکل‌گیری براده در فرآیند ماشین‌کاری استخوان دقیقاً مشخص نیست، ولی فرض شده فرآیند مشابه ماشین‌کاری متعامد انجام می‌پذیرد. این فرض به دلیل حصول نتایج قابل قبول در تحقیقات صورت گرفته بر ماشین‌کاری 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 آن‌که برش در سوراخ‌کاری 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 تغییرشکل پلاستیک و تولید 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 ماشین‌کاری شده ایجاد و بخشی وارد ابزار و بخشی دیگر وارد قطعه کار می‌شود. این وضعیت در ماشین‌کاری 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 ماشین‌کاری، 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 آن‌که 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.

$$\frac{\partial Q}{\partial t} = F_s v_s \tag{1}$$

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

$$v_s = \frac{v}{\cos\varphi} \tag{2}$$

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

$$2\varphi + \beta - \alpha = 90 \tag{3}$$

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 رالبطه (4) تابعی از فاصله از محور دوران بیان می‌شود.

$$\tan(\alpha) = \frac{(\frac{2r}{D})\tan(\theta)}{\sin(p)} \tag{4}$$

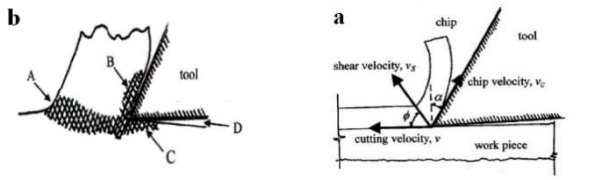

Fig. 1 a- Orthogonal cutting and material removal, b- Heat generation zones in orthogonal cutting [4]

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

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

$$v = 2\pi r N/60 \tag{5}$$

2-3- محاسبه نیروی برشی

نیروی برشی از رابطه (6) به دست می‌آید.

$$F_s = \tau_s A_s \tag{6}$$

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

$$y^2 \tan(\alpha) - xy = a \tag{7}$$

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

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

ثابت ماده C در این آنالیز معادل 6 در نظر گرفته شده است. این مقدار برای فولاد کم کربن استفاده می‌شود، 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 می‌شود.

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

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 می‌کند که تنش برشی نهایی با نرخ برش رابطه‌ای به صورت رابطه (10) دارد [4].

$$\tau_s \propto \dot{\gamma}^{0.060} \tag{10}$$

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

$$\tau_s = 80\dot{\gamma}^{0.060} \tag{11}$$

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

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

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

$$A_s = l_s w_s \tag{14}$$

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

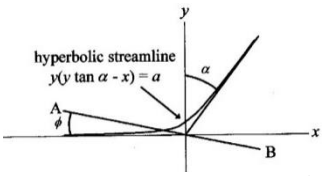

Fig. 2 Hyperbolic streamline through the primary deformation zone [4]

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

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

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

حرارت ایجاد شده در سیستم هنگام فرآیند ماشین‌کاری از سه طریق خارج می‌شود.

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

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 می‌یابد؛ بنابراین با تلفیق روابط پیشین با بحث نحوه توزیع حرارت تولیدی می‌توان رابطه (17) را برای سهم حرارت ورودی به استخوان ارائه کرد.

$$\frac{\partial Q_w}{\partial t} = \eta\frac{\partial Q}{\partial t} = \eta A_s \tau_s v_s \tag{17}$$

2-4- 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 سرعت‌های برشی و نرخ‌های پیشروی ثابت در نظر گرفته می‌شود [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 پیش‌بینی شده تئوری درآمده است. از این‌رو مشخص شد که سهم حرارت ورودی به استخوان کمتر از مقدار η=0.50 است. از سوی دیگر با توجه به آن‌که سرعت تخلیه براده در سرعت‌های مختلف برشی و نرخ‌های متفاوت پیشروی متفاوت بوده که این عامل نحوه توزیع حرارت را تغییر می‌دهد، پس باید ضریب η برای هر حالت جداگانه در نظر گرفته شود و یک مقدار ثابت برای تمامی حالات ماشین‌کاری 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 ΓQ به قطعه کار رسانده می‌شود و باقی آن یعنی $(1\text{-}\Gamma)Q$ را براده حمل می‌کند. در این الگو فرض شده است که منطقه تغییر شکل اولیه را می‌توان منبع گرمای مسطحی با شدت یکنواخت در نظر گرفت. گرما از سطوح آزاد قطعه کار و براده تلف نمی‌شود و خواص گرمایی ماده ثابت و مستقل از دماست. ضمن آن‌که واینر فرض کرده که رسانش گرما در امتداد حرکت ماده انجام نمی‌شود. این فرض در برش فلزات قابل توجیه است، زیرا انتقال گرما در امتداد حرکت در سرعت‌های زیاد به طور عمده از راه حمل انجام می‌شود و می‌توان از سهم رسانش چشم‌پوشی کرد.

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

$$R = \frac{\rho c v a_c}{k} \tag{18}$$

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

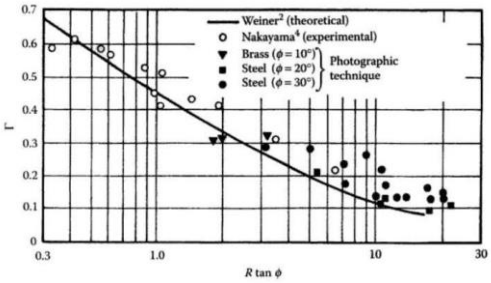

Fig. 3 Effect of *R*tanØ on share of shear zone heat beetwen chip & workpiece [29]

شکل 3 اثر *R*tanØ 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 امکان‌پذیر نیست، تحلیل حرارتی فرآیند به روش مستقیم ممکن نیست و لازم است از روش‌های معکوس استفاده شود. در روش معکوس تغییر دما طی عملیات سوراخ‌کاری در نقطه‌ای نزدیک به سوراخ اندازه‌گیری می‌شود و از این داده‌ها به جای شرط مرزی نامعلوم مسأله در سطح تماس استفاده می‌شود. هدف این بخش حل مساله یادشده در مختصات استوانه‌ای یک بعدی و تهیه کد میپل برای حل مسأله سوراخ‌کاری استخوان است.

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

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

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

که N تعداد دماهای اندازه‌گیری شده و t_f مدت ثبت دماهاست. با تعریف متغیرهای بی‌بعد رابطه (21) می‌توان مسأله مستقیم و معکوس را بی‌بعد کرد.

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

q_{ref} یک مقدار مرجع دلخواه و مقدار آن در کار حاضر $1\mathrm{W/m^2}$ در نظر گرفته شده است. بدین ترتیب شکل بی‌بعد مسأله مستقیم به صورت رابطه (22) نوشته می‌شود.

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

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

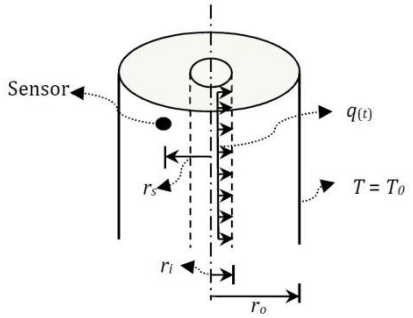

Fig. 4 Schematic of solved problem

شکل 4 نمایش مسأله حل شده به صورت شماتیک

2-6- روش انتقال حرارت رسانشی معکوس

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

- مسأله باید پاسخ داشته باشد.
- پاسخ مسأله باید یکتا باشد.
- روند تغییر پاسخ مسأله نسبت به تغییر داده‌های مسأله باید روندی پیوسته باشد. این خاصیت را پایداری می‌نامند.

مسأله‌ای که حداقل یکی از شرایط بالا را نداشته باشد ناخوش- طرح نامیده می‌شود؛ بنابراین مدل ریاضی توصیف شده با مجموعه معادلات 20 ناخوش- طرح است، چرا که لزوماً به ازای هر مجموعه از Yها پاسخ ندارد. مدل ریاضی خوش- طرح را می‌توان به صورت یک مسأله کمترین مربعات به صورت رابطه (23) تعریف کرد.

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

در رابطه (23) بردار $Q=[Q_1,Q_2,\dots Q_N]^{\mathrm{T}}$ مجهول و $\theta(Q_i)$ عبارت است از پاسخ رابطه (22) در $\xi=\mu s$ برای Q_iهای تخمین زده شده. با توجه به این‌که تابع وابستگی Q به τ قابل حدس نیست؛ بنابراین مسأله معکوس به محاسبه مقدار Q در لحظه‌های ثبت دما تبدیل شده است. این نوع مسائل در مرجع [30] مسائل معکوس برآوردِ 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 می‌شود.

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

مقدار ضریب α^* پایداری و دقت حل رابطه (24) را تحت تأثیر قرار می‌دهد. مقدار خیلی کوچک این ضریب سبب کاهش پایداری حل و انتخاب مقدار بزرگ برای آن سبب کاهش دقت حل می‌شود. معمولاً مقدار این ضریب بین 10^{-2} تا 10^{-4} انتخاب می‌شود [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 مسأله مستقیم قرار داده شده و دمای محاسبه شده در موقعیت ترموکوپل با دمای اندازه‌گیری شده مقایسه شده است.

جهت حل رابطه (24) مشتق‌های اول S نسبت به Q_iها برابر با صفر قرار داده می‌شود و به صورت روابط (25-26) است.

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

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

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.

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

ماتریس‌ها به صورت رابطه (29) تعریف می‌شوند.

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

با توجه به این‌که 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 دوهامل استفاده می‌شود. از آن‌جا که مسأله مستقیم 22 خطی است، حل تحلیلی آن با استفاده از قضیه دوهامل قابل انجام است. با فرض آن‌که Q_i در فاصله $i\Delta t \le t < (i+1)\Delta t$ 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 Ø حل مسأله کمکی رابطه (34) است.

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

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

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

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

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

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 سوراخ‌کاری استخوان

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

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

ترموکوپل به فاصله mm0.5 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].

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

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 تجربی حرارت در فرآیند سوراخ‌کاری 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 مارپیچ 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 سوراخ‌کاری، به وسیله ترموکوپل‌های تماسی سیمی از نوع k-type که با واسطه ترمومتر لوترون TM-925 به رایانه متصل

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 سوراخ‌کاری 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 سوراخ‌کاری از آن جدا شده است، چرا که وجود این غشا موجب ایجاد مشکلاتی در نحوه تخلیه براده‌ها و افزایش احتمال انسداد شیارهای مته

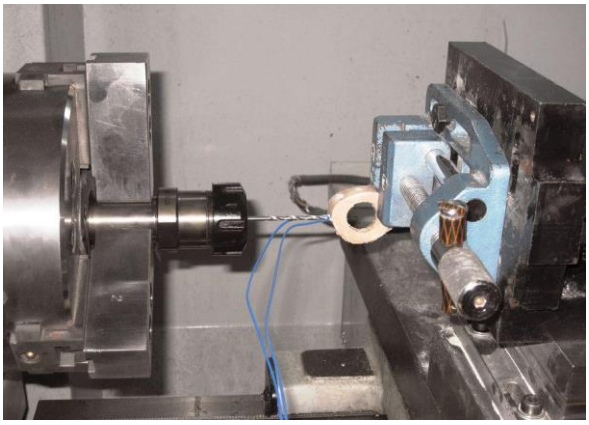

Fig. 5 Conventional drilling setup

شکل 5 تجهیزات سوراخ‌کاری معمولی

جدول 1 شرایط فرآیندی سوراخ‌کاری

Table. 1 Drilling Conditions

سرعت چرخشی (rpm)	نرخ پیشروی (mm/min)
500-750-1000-1500-2000	50-100-150

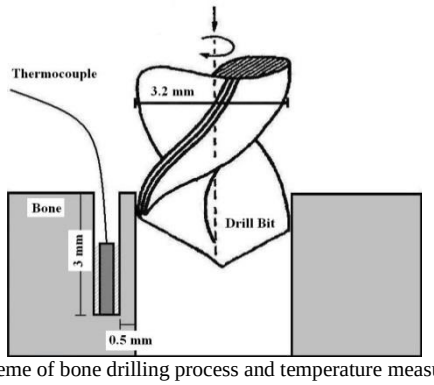

Fig. 6 Scheme of bone drilling process and temperature measurement in drilling site

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

می‌شود [9]. سپس نمونه‌هایی به پهنای حدود 20mm را با استفاده از دستگاه فرز برش داده تا هر یک به صورت جداگانه جهت سوراخ‌کاری و اندازه‌گیری درجه حرارت موضع سوراخ‌کاری 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 سوراخ‌کاری 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 ماشین‌کاری و زاویه برش، مقادیر کسر حرارت ورودی به استخوان در شرایط مختلف سوراخ‌کاری مطابق با جدول 2 به دست می‌آید.

4-2- اندازه‌گیری تجربی دما در موضع سوراخ‌کاری

نتایج حاصل از اندازه‌گیری دمای سوراخ در فرآیند سوراخ‌کاری 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

- 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 نکروز 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 ماشین‌کاری و نظریه واینر) نمودارهای گرما برای نرخ‌های پیشروی مختلف فرآیند سوراخ‌کاری 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 این‌رو 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 سوراخ‌کاری 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 هر یک از حالت‌های آزمون، کاملاً با با نتایج تجربی سازگار بوده و با خطای قابل قبولی قادر است میزان حرارت را در فرآیند سوراخ‌کاری 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 تغیر 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 ماشین‌کاری انجام می‌پذیرد، صحیح نبوده و با توجه به روش واینر و نتایج به‌دست‌آمده در این تحقیق باید در هر حالت ماشین‌کاری سهم حرارت ورودی متناسب با آن را در نظر گرفت.

جدول 2 مقادیر کسر حرارت ورودی به استخوان در شرایط مختلف

Table. 2 Drilling Conditions

سرعت چرخشی مته (rpm)	سرعت برشی مته (m/min)	نرخ پیشروی (mm/min)	$R\tan\varnothing$	Γ
500	5.027	50	7.5723	0.15
500	5.027	100	15.144	0.085
500	5.027	150	22.717	0.075
750	7.50	50	7.5723	0.15
750	7.50	100	15.144	0.085
750	7.50	150	22.717	0.075
1000	10.053	50	7.5723	0.15
1000	10.053	100	15.144	0.085
1000	10.053	150	22.717	0.075
1500	15.079	50	7.5723	0.15
1500	15.079	100	15.144	0.085
1500	15.079	150	22.717	0.075
2000	20.106	50	7.5723	0.15
2000	20.106	100	15.144	0.085
2000	20.106	150	22.717	0.075

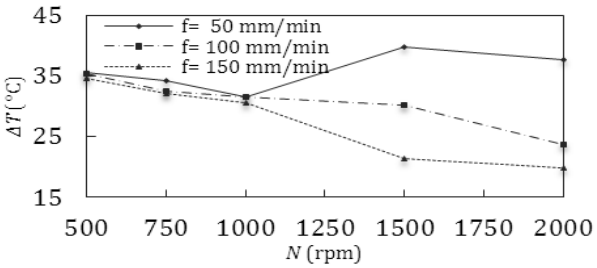

Fig. 9 Plot of rotational speed Vs drilling site temperature

شکل 9 نمودار سرعت چرخشی- دمای موضع سوراخ‌کاری

5- بحث

همان گونه که پیشتر یاد شد در فرآیندهای ماشین‌کاری 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 ماشین‌کاری را ترک می‌کند. در مورد سوراخ‌کاری قطعه کارهای فلزی به

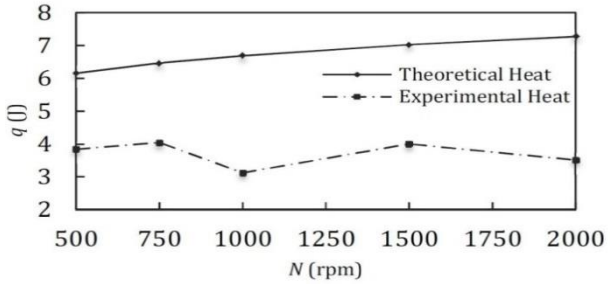

Fig. 10 Plot of comparison of Theoretical & Experimental Heats (Feed Rate=50mm/min)

شکل 10 نمودار مقایسه حرارت تئوری و تجربی (نرخ پیشروی 50mm/min)

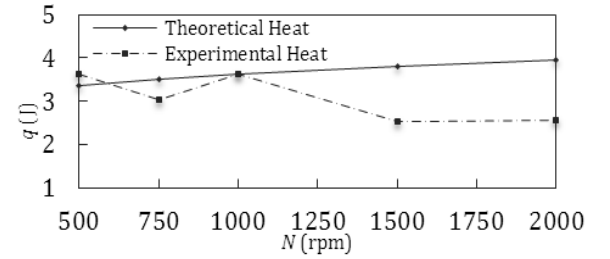

Fig. 11 Plot of comparison of Theoretical & Experimental Heats (Feed Rate=100mm/min)

شکل 11 نمودار مقایسه حرارت تئوری و تجربی (نرخ پیشروی 100mm/min)

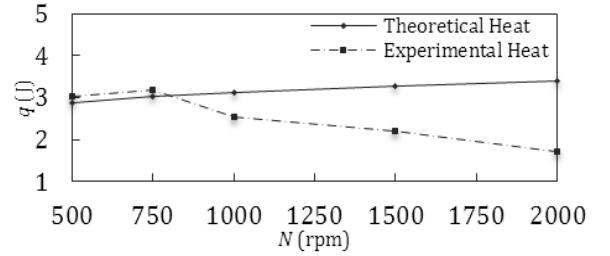

Fig. 12 Plot of comparison of Theoretical & Experimental Heats (Feed Rate=150mm/min)

شکل 12 نمودار مقایسه حرارت تئوری و تجربی (نرخ پیشروی 150mm/min)

دلیل بالا بودن ضریب رسانش حرارتی بخش عمده‌ای از حرارت تولیدی (85%) به وسیله براده‌ها به خارج از سیستم انتقال می‌یابد. در مطالعات پیشین در خصوص محاسبه حرارت در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان با استفاده از تئوری ماشین‌کاری سهم حرارت ورودی به استخوان (به عنوان قطعه کار) 50% لحاظ می‌شد. 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 پیش‌بینی سهم حرارت ورودی به قطعه‌کار کاربرد دارد می‌تواند سهم حرارت ورودی به استخوان را با تقریب قابل قبولی پیش‌بینی کند. با توجه به آن‌که محدوده‌های لحاظ شده برای سرعت چرخشی و نرخ پیشروی مته برای سوراخ‌کاری استخوان حداقل و حداکثر بازه ممکن در حین عمل جراحی بوده می‌توان نتیجه گرفت که این سهم براساس پیش‌بینی تئوری واینر برای سوراخ‌کاری استخوان بین 7.5% تا 15% است.

نکته حائز اهمیت دیگر آن است میزان خطای حرارت ورودی به استخوان در سرعت‌های چرخشی پایین بسیار ناچیز است، در حالی که حرارت تجربی با افزایش سرعت چرخشی نسبت به مقدار پیش‌بینی شده با تئوری ماشین‌کاری و تئوری واینر فاصله می‌یابد. برای توجیه پدیده یادشده می‌توان به دلایل زیر اشاره کرد.

- خطای موجود در تئوری ماشین‌کاری و فرض ایده‌آل صورت گرفته مبنی بر این‌که تمامی انرژی اعمال‌شده به سیستم به حرارت تبدیل می‌شود.
- خطای موجود در رابطه ارنست- مرچنت برای پیش‌بینی 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.
- چشم‌پوشی از انتقال حرارت جابه‌جایی در سطح استخوان.
- خطای ذاتی موجود در تئوری واینر که خطای آن در سرعت‌های بالا افزایش می‌یابد.
- تئوری واینر در اصل برای فرآیند تراش‌کاری توسعه داده شده است. به دلیل وجود تفاوت در نحوه شکل گیری و تخلیه براده میان فرآیندهای تراش‌کاری و سوراخ‌کاری قطعاً استفاده از این تئوری برای سوراخ‌کاری توأم با خطا خواهد بود. با این وجود تئوری بالا با تقریب قابل پذیرشی (به ویژه در سرعت‌های چرخشی پایین) قادر به پیش‌بینی حرارت ورودی به استخوان بوده و می‌تواند کمک شایانی به جلوگیری از وقوع نکروز حرارتی کند.

6- نتیجه‌گیری

در این تحقیق مقدار حرارت تولیدی در حین سوراخ‌کاری استخوان به وسیله تئوری‌های ماشین‌کاری و واینر محاسبه و حرارت تجربی از طریق اندازه‌گیری 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 سوراخ‌کاری استخوان قابل پیاده‌سازی است.
- فرض مقدار ثابت برای سهم حرارت ورودی به استخوان نادرست بوده و این سهم در شرایط مختلف ماشین‌کاری متفاوت است.
- تئوری واینر با تقریب نزدیکی قادر به پیش‌ینی سهم حرارت ورودی به استخوان است؛ بنابراین سهم حرارت ورودی به استخوان با این تئوری در شرایط مختلف ماشین‌کاری و در نتیجه میزان ازدیاد دما قابل پیش‌بینی بوده که می‌تواند کمک شایانی به پیشگیری از نکروز حرارتی کند.
- میزان فرآیند ازدیاد دما و احتمال وقوع نکروز با در نظر گرفتن سرعت چرخشی 2000rpm و نرخ پیشروی 100-150mm/min کاهش می‌یابد.

هدف این مطالعه امکان‌سنجی به کارگیری شیوه انتقال حرارت معکوس در مورد سوراخ‌کاری استخوان و راست‌آزمایی آن با تنها معیار موجود (تئوری واینر) بوده است. بی‌تردید تطابق دقیق نتایج تجربی انتقال حرارت با پیش‌بینی 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 می‌شود تا سهم حرارت ورودی به استخوان و سهم حرارت ورودی به ابزار با ترموگرافی مادون قرمز اندازه‌گیری شود تا بتوان معیاری دقیق (مانند تئوری واینر) مختص به فرآیند سوراخ‌کاری و نیز استخوان توسعه داده شود.

7- فهرست علایم

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 اندازه‌گیری‌شده
R	عدد گرمایی
T	درجه حرارت
Q	گرمای تولید شده ضمن سوراخ‌کاری
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 کارتزین

علایم یونانی

α	زاویه براده
α^*	ضریب پایداری
β	زاویه اصطکاک
θ	متغیر بی‌بعد
ζ	متغیر بی‌بعد
τ	متغیر بی‌بعد
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 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. Misic, 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 فارسی)

[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 فارسی)

[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 فارسی)

[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.