



بررسی تجربی و مدل سازی آماری ازدیاد دما در فرآیند سوراخ کاری استخوان به کمک خنک کاری داخلی با گاز

احسان شکوری^{1*}، حسین حقیقی حسنعلی ده²، سیف الله غلامپور³

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

2- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی ساخت و تولید، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران شمال، تهران

3- استادیار، مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران شمال، تهران

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

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 12 دی 1395

پذیرش: 16 بهمن 1395

ارائه در سایت: 09 اسفند 1395

کلید واژگان:

سوراخ کاری استخوان

نکروز حرارتی

گاز نیتروژن

مته اینترنال کولانت

چکیده

استخوان ها بر اثر سانحه، کهولت سن و بیماری دچار شکستگی می شوند. برای درمان شکستگی استخوان ضروری است استخوان در محل مناسب ثابت نگه داشته شود. در شکستگی های پیچیده، برای ثابت نگه داشتن موضع شکستگی از ابزار و تجهیزات ثابت سازی داخلی و خارجی استفاده می شود. به منظور اتصال تجهیزات نگهدارنده، سوراخ کاری استخوان الزامی می باشد. در حین سوراخ کاری استخوان، نیروهای لازم جهت تشکیل براده، باعث افزایش دما می گردند. اگر دما تولید شده از 47 درجه سانتی گراد فراتر رود، باعث پدیده نکروز حرارتی در استخوان می شود. نکروز حرارتی سبب عدم ثابت سازی و در نتیجه جوش خوردگی نادرست استخوان می گردد. در تحقیق حاضر سعی گردیده است تا تاثیر خنک کار گاز بر کاهش دمای موضع سوراخ کاری بررسی شود و همچنین تحلیل آماری این فرآیند مطالعه گردد. آزمون ها با استفاده از تزریق مستقیم گاز نیتروژن به وسیله مته اینترنال کولانت انجام پذیرفته است. نتایج حاصله نشان دادند که به کارگیری خنک کار گاز، ازدیاد دمای سوراخ کاری را تا 15 درجه سانتی گراد کاهش داده و از وقوع نکروز حرارتی جلوگیری شده است. حداکثر ازدیاد دمای سوراخ کاری معمولی 56 درجه سانتی گراد بوده، در حالی که با استفاده از خنک کار گاز میزان ازدیاد دما 43 درجه سانتی گراد بدست آمده است. همین امر سبب شده تا احتمال وقوع نکروز حرارتی در سوراخ کاری استخوان با خنک کاری مستقیم گاز نیتروژن از بین رود. تحلیل آماری نیز نشان دهنده آن است که در سوراخ کاری با خنک کاری مستقیم گاز نیتروژن، تغییرات دما تقریباً مستقل از سرعت چرخشی می باشد.

Experimental evaluating and statistical modeling of temperature elevation in bone drilling with internal cooling with gas

Ehsan Shakouri^{1*}, Hossein Haghighi Hassanali Deh¹, Seifollah Gholampour²

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

2- Department of Biomechanical Engineering, Islamic Azad University- North Tehran Branch, Tehran, Iran

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

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 01 January 2017
Accepted 04 February 2017
Available Online 27 February 2017

Keywords:

Bone drilling
Thermal necrosis
Nitrogen gas
Internal coolant drill bit

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 inhibit bone fixation and causes the wrong bone healing. The current study attempts to examine the effect of the cooling gas on the reduction of temperature rise on drilling site as well as statistical analysis of the process. Tests have been carried out using direct injection of nitrogen gas using internal coolant drill bits. Using cooling gas reduced the increase in drilling temperature to 15 degrees Celsius and prevented the thermal necrosis. The maximum increase in temperature in conventional drilling was 56°C, while using cooling gas the increase in temperature of 43°C was achieved. This reduces the risk of thermal necrosis. Statistical analysis also indicates that in the drilling with direct cooling with nitrogen gas the temperature changes are almost independent of the rotational speed.

1- مقدمه

در استخوان می باشد. این سوراخ به عنوان پیش سوراخ ایجاد شده و سپس، پیچ خودکار به منظور تثبیت بستها و پلاک ها در محل سوراخ بسته می شود. نیروی تغییر شکل پلاستیک براده، اصطکاک بین مته و براده و همچنین

در جراحی های ارتوپدی¹ ثابت سازی موضع شکستگی، نیازمند ایجاد سوراخ

¹ Orthopedic surgery

Please cite this article using:

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)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

اصطکاک براده با جدار سوراخ موجب تولید گرما در موضع سوراخ کاری می گردد. بخشی از گرمای ایجاد شده در حین فرآیند سوراخ کاری استخوان به وسیله جریان خون و مایعات میان بافتی انتقال یافته و بخشی از آن به وسیله براده ها به خارج از سوراخ منتقل می شود. اما بخشی نیز از حرارت ایجاد شده، از طریق رسانش گرمایی به استخوان سوراخ کاری شده، انتقال می یابد. 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 به دلیل پایین بودن ضریب رسانش گرمایی استخوان، گرما در محل سوراخ کاری باقی مانده، افزایش دمای موضعی صورت گرفته و در آلفالین فسفاتاز¹ استخوان تغییر ماهیت ایجاد می شود. همین امر زمینه پدیده نکروز² حرارتی، مرگ سلولی، مردگی بافت استخوانی و افت استحکام مکانیکی موضع سوراخ کاری را فراهم می آورد [2]. فقدان استحکام استخوان در جراحی ارتوپدی حائز اهمیت است، زیرا در مرحله بعد، باید پیچ های خودکار به منظور مهار تجهیزات نگهدارنده و تثبیت موضع شکستگی، در این سوراخ بسته شوند و عدم وجود استحکام در ناحیه سوراخ کاری، موجب برهم خوردن برهم کنش پیچ نگهدارنده و استخوان می شود، در نتیجه جوش خوردگی استخوان در جهت و زاویه مطلوب روی نمی دهد. میزان عدم موفقیت کاشت پلاک در شکستگی های 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 آستانه ای را مشخص نموده اند که دما زیر آن حد تاثیر قابل توجهی بر روی بافت استخوان ندارد، ولی بالاتر از آن حد سلول های استخوانی تحت تاثیر حرارت قرار می گیرند. این حد آستانه ای، تحمل دمای 47 درجه سانتی گراد برای مدت زمان یک دقیقه است. طبق آزمون های انجام شده بر روی استخوان، به ازای هر درجه افزایش دما، بازه زمانی قابل تحمل برای استخوان به طور نمایی کاهش می یابد. به گونه ای که در 48 درجه سانتی گراد این بازه به 30 ثانیه کاهش یافته، تا در نهایت در 53 درجه سانتی گراد، مدت زمان تحمل حرارتی به کسری از ثانیه کاهش یافته و نکروز حرارتی به صورت آنی روی می دهد [3].

با توجه به این چالش، باید با اتخاذ روش هایی از افزایش بیش از حد دما، در حین فرآیند سوراخ کاری استخوان جلوگیری نمود. محققان بسیاری به مطالعه تاثیر عوامل مختلف بر روی تغییرات دما در سوراخ کاری استخوان پرداخته اند. از جمله عواملی که در فرآیند سوراخ کاری بر افزایش دما تاثیرگذار هستند، می توان 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 تک مرحله ای، انجام سوراخ کاری متناوب یا پیوسته، به کارگیری روش های خنک کاری داخلی یا خارجی و تاثیر خواص مکانیکی و کیفیت جنس مته انتخابی اشاره نمود [5].

هیلاری و شعبیه به مطالعه تاثیر پارامترهای ماشین کاری و هندسه ابزار بر روی ازدیاد دما در سوراخ کاری استخوان انسان و گاو پرداختند. آن ها دریافتند که استخوان یک ماده ناهمسانگرد است، استخوان در سطح از استحکام بیشتری برخوردار است و لایه های زیرین به صورت اسفنجی می باشند. بافت استخوان به گونه ای است که از رسانش گرمایی خوبی برخوردار نیست، مگر در لایه های زیرین که به وسیله عروق خونی انتقال حرارت صورت می پذیرد [1]. دیویدسون و جیمز، به اندازه گیری 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 می یابد [3]. دیویدسون و جیمز مدل ترمومکانیکی مبتنی بر تئوری ماشین کاری، جهت پیش بینی میزان ازدیاد دما و آسیب گرمایی وارده به استخوان در حین فرآیند سوراخ کاری را ارائه نمودند. آن ها در این تحقیق سرعت چرخشی، نرخ پیشروی، زاویه مارپیچ مته، زاویه راس، قطر مته، ظرفیت گرمایی ویژه، رسانش گرمایی و تراکم استخوانی را مورد بررسی قرار دادند [4]. آلان و همکاران به مطالعه تاثیر فرسایش مته بر افزایش دما در سوراخ کاری استخوان پرداختند. آن ها از سه مته برای آزمایش خود استفاده نمودند، مته اول بدون فرسایش (نو)، مته دوم برای ایجاد 600 سوراخ به کار رفته و مته سوم چندین ماه مورد استفاده قرار گرفته بودند. آن ها حداکثر دفعات مجاز برای استفاده از مته را 40 بار ذکر نمودند تا فرسایش مته، بر روی ازدیاد دما و وقوع نکروز تاثیرگذار نگردد [5]. کارمانی در یک مقاله مروری به بررسی نیروی سوراخ کاری، سرعت چرخشی، شرایط سوراخ کاری، خنک کاری بر روی ازدیاد دما پرداخت. او با مطالعه مقالات پیشین، دریافت که افزایش سرعت برشی باعث کاهش نیروی ماشین کاری شده و دمای سوراخ کاری کاهش می یابد، شرایط مته را در براده برداری مهم تلقی نموده و همچنین خنک کاری در جراحی را امری مهم در پیشگیری نکروز دانست. او در ادامه به بررسی بافت استخوان پرداخت و شرایط انتقال حرارت را در نقاط مختلف استخوان مطالعه نمود [6]. یودیلجاک و همکاران هندسه جدیدی برای مته طراحی نموده، پارامترهای تاثیرگذار را در مته با هندسه معمولی و هندسه دوفازی با یکدیگر مقایسه نمودند. هندسه جدید مته به گونه ای طراحی شد که مته دارای پله با دو قطر متفاوت بود، در پله اول (نوک مته) قطر را کوچکتر در نظر گرفته و در پله دوم قطر مته به قطر ثابت رسید که به نوعی یک عملیات پیش سوراخ انجام دادند. این مته عملکرد بهتری نسبت به مته های معمولی داشت [7]. سمسنر و همکاران، اثر خنک کاری در عمق های گوناگون سوراخ کاری، برای کنترل درجه حرارت موضع سوراخ کاری را بررسی نمودند. آن ها دمای سوراخ کاری را در عمق های 3، 7 و 12 میلی متر اندازه گیری نمودند. مشاهد گردید که بیشترین ازدیاد دما، در سطح استخوان روی داده است [8]. آگوستین و همکاران متغیرهایی همچون قطر مته، زاویه راس مته و سرعت چرخشی را مورد بررسی قرار دادند. آن ها ملاحظه نمودند که با افزایش سرعت چرخشی، دما افزایش یافته است. تغییر اندازه زاویه راس مته تاثیری 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 نمودند. نتایج آن ها این واقعیت را آشکار ساخت که افزایش دما در استخوان، ضمن برخورداری از شکل فضایی نامنتظم، دارای مقدار بیشینه در ناحیه قشر خارجی استخوان می باشد، یعنی جایی که از بیشترین میزان تراکم بهره می برد [10]. اسکارانو و همکاران با تغییر در هندسه مته به بررسی تغییر حرارت و پدیده نکروز حرارتی پرداختند. مته از حالت استوانه ای ساده به حالت مخروطی تغییر شکل داده شده بود. آن ها 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. آن ها 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 را بر روی استخوان انسان انجام دادند. تحقیق آنان

¹ Alkaline phosphatase² Thermal Necrosis

نشان داد که افزایش سرعت چرخشی و کاهش نرخ پیشروی، سبب کاهش نیروی اعمالی و در نتیجه کاهش دما گردیده است. با افزایش زاویه راس مته دما نیز افزایش یافته است [13]. لی و همکاران در تحقیقی یک مدل جدید برای سوراخ کاری ارائه نمودند که در آن با توجه به روابط ماشین کاری و انتقال حرارت، پیش بینی کاهش حرارت سوراخ کاری را انجام دادند [14]. میسک و همکاران به مقایسه سوراخ کاری معمولی و سوراخ کاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک در استخوان پرداخته و ملاحظه نمودند که در سوراخ کاری به کمک ارتعاشات، با افزایش عمق، دما به طور پیوسته کاهش پیدا کرده است، ولی در سوراخ کاری معمولی استخوان با افزایش عمق تا 5 میلی متر دما افزایش پیدا کرده است [15]. پاندا و پاندی یک الگوریتم برای بهبود سوراخ کاری استخوان در نظر گرفته و با انجام آزمایش هایی، بهترین نرخ پیشروی و سرعت چرخشی را پیشنهاد نمودند [16]. در تحقیقی دیگر، پاندا و پاندی به بهینه سازی فرایند سوراخ کاری استخوان پرداختند [17]. دون و همکاران با استفاده از واتر جت به سوراخ کاری استخوان پرداختند. نازل با قطر 0.5 میلی متر را بهترین نازل جهت سوراخ کاری با واتر جت توصیه نمودند. ضمن آن که برای استخوان های مفصل که از استحکام بیشتری برخوردار هستند، برای اطمینان از عمق سوراخ، نازل با قطر 0.2 میلی متر 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 به دست آوردن حداقل نیرو، حرارت و بهترین صافی سطح می توان از نرخ پیشروی 40 میلی متر در دقیقه و سرعت چرخشی 500 دور در دقیقه استفاده نمود و نرخ پیشروی تاثیر 60 درصدی و سرعت چرخشی تاثیر 34 درصدی در پارامترهای فرایند سوراخ کاری داشته است [19]. وانگ با مطالعه سوراخ کاری های اتوماتیک و دستی استخوان، مشاهده نمود که در سوراخ کاری اتوماتیک 30 تا 60 درصد زمان ماشین کاری کاهش یافته است و همچنین دقت ماشین کاری اتوماتیک بسیار بیشتر از دستی است، گذشته از این، نیرو و گشتاور کمتری به استخوان وارد شده است [20]. سوئی و همکاران روند سوراخ کاری استخوان را مدل سازی مکانیکی نمودند [21]. پاندا و همکاران سوراخ کاری استخوان را با استفاده از مدل تاگوچی و تابع عضویت، بهینه سازی نمودند [22]. پاندا و پاندی با تغییر در هندسه ابزار سعی در بهبود شرایط سوراخ کاری داشتند [23]. راجمینیس و همکاران به بررسی ذرات باقی مانده از برش با اره های سنتی و برش با لیزر پرداختند [24]. وانگ و همکاران به تحقیق تجربی و شبیه سازی سوراخ کاری های معمولی و به کمک ارتعاشات آلتراسونیک پرداختند [25]. شکوری و همکاران سوراخ کاری سرعت بالای استخوان را مطالعه نموده و مشاهده کردند که با به کارگیری سرعت چرخشی محدوده 6000-7000 rpm، به دلیل کاهش ناگهانی نیروی محوری، میزان ازدیاد دما کاهش شایان توجهی می یابد [26]. در پژوهشی دیگر، شکوری و همکاران به مطالعه ازدیاد دما در فرایند سوراخ کاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک پرداخته و ملاحظه نمودند که این روش، به علت کاهش قابل توجه در مقدار نیروی محوری نسبت به سوراخ کاری معمولی، و همچنین عدم وابستگی نیرو به نرخ پیشروی در سرعت چرخشی 1000 rpm، قابلیت بکارگیری در عمل جراحی ارتوپدی را دارد [27]. پاندا و پاندی با استفاده از مدل تاگوچی دمای سطح سوراخ کاری را پیش بینی کرده و با استفاده از این مدل، مته بهینه را پیشنهاد نمودند [28]. سینگ و همکاران به مقایسه نکرز حرارتی و ترک های سوراخ کاری استخوان به وسیله ذرات ساینده و سوراخ معمولی پرداختند [29]. لی و همکاران با استفاده از ارتعاشات آلتراسونیک، در مجموعه میکرو-سوراخ ایجاد کردند. از مزایای این روش

نسبت به سوراخ کاری معمولی می توان به نداشتن براده اشاره نمود. همین امر موجب می شود تا عفونت ناشی از جراحی کاهش یابد، از طرفی به بافت های لایه های زیرین آسیب نرسیده و نکرز استخوانی در اطراف سوراخ به وجود نیاید [30]. نوردین و همکاران نیروی برشی و زبری سطح استخوان در فرایند تراش کاری استخوان را تحلیل نمودند [31]. آکسینی و همکاران از الگوریتم پذیرش برای بهبود روند سوراخ کاری استخوان استفاده نمودند [32]. گوپتا و پاندی اثر سرعت چرخشی، نرخ پیشروی، قطر مته و دامنه ارتعاش را بر روی نیرو و گشتاور در سوراخ کاری آلتراسونیک بررسی نمودند [33]. علی رغم نتایج مثبت به کارگیری مایع خنک کار (نرمال سالین) در کاهش ازدیاد دمای موضع سوراخ، به دلیل خطر عفونت، امکان استفاده از آن در جراحی های ارتوپدی وجود ندارد. در صورت امکان انجام فرایند سوراخ کاری به کمک خنک کاری داخلی با گازی که خنثی و بی اثر باشد، علاوه بر حذف ریسک عفونت موضع جراحی، امکان کاهش ازدیاد دمای سوراخ و پیشگیری از نکرز حرارتی فراهم می آید. در زمینه سوراخ کاری به کمک خنک کار، باگسی و اوزسلیک به مطالعه تاثیر خنک کاری های گوناگون بر حرارت ایجاد شده در عملیات سوراخ کاری پرداختند. آن ها آلومینیوم را تحت سوراخ کاری بدون خنک کار، با خنک کاری خارجی و با خنک کاری داخلی (با استفاده از مته اینترنال کولانت) قرار دادند. نتایج حاصله نشان داد که در روش خنک کاری داخلی با مته اینترنال کولانت، دمای عملیات سوراخ کاری به شدت پایین آمده است. ضمن آن که فشار مایع خنک کار 81%، نرخ پیشروی 17% و سرعت چرخشی 1.5% در حرارت ایجاد شده نقش داشته اند [34].

هدف تحقیق حاضر طراحی و ساخت دریل با قابلیت خنک کاری داخلی به کمک گاز و آزمون سوراخ کاری استخوان بوده و نوآوری آن در این است که تاکنون نتایجی در خصوص بررسی ازدیاد دما در فرایند سوراخ کاری استخوان با این شیوه و مقایسه آن با روش سوراخ کاری معمولی، گزارش نگردیده است.

2- مواد و روش ها

به منظور بررسی فرایند سوراخ کاری به کمک خنک کاری مستقیم با گاز نیتروژن و مقایسه آن با سوراخ کاری معمولی، نیاز به دستگاهی برای انتقال مستقیم گاز به مته و مته ای که دارای سوراخ داخلی بود تا بتوان گاز را بتوان به صورت مستقیم به محل سوراخ کاری تزریق نمود.

2-1- ساخت دریل دستی با توانایی عبور گاز از مرکز مته

جهت بررسی تاثیر خنک کاری با گاز بر دمای سوراخ کاری، مطابق "شکل 1"، دستگاهی طراحی و ساخته شد. این دستگاه توانایی عبور گاز از داخل خود و انتقال آن به مته را داشته تا گاز مورد نظر از داخل مته، به راس مته انتقال یابد (شکل 2). بدین منظور، ابتدا محور اصلی انتقال قدرت با سوراخی 6 میلی متری در داخل آن طراحی شده است. جهت افزایش استحکام، محور اصلی را در محلولی با دمای 850 درجه سانتی گراد قرار داده، سپس در روغن با دمای محیط سرد شده است. یک لوله خمیده به منظور انتقال سوراخ محور اصل به منبع گاز که همان کپسول حاوی گاز نیتروژن است، طراحی و ساخته شده است. این ناودانی دارای سوراخی به قطر 6 میلی متر می باشد. محور اصلی و ناودانی توسط یک بلبرینگ آب بند به قطر داخلی 8 میلی متر و قطر خارجی 22 میلی متر به یکدیگر متصل شده اند. برای ثابت شدن این سیستم، فلنج¹ متناسب با ابعاد محور طراحی و ساخته شده است. سه نظام برای عبور گاز سوراخ و جهت ایجاد عایق بین مته اینترنال کولانت و گاز از چندین واشر

¹ Flange

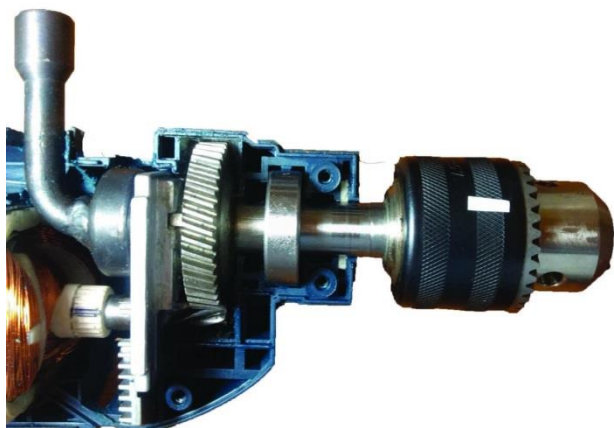


Fig. 3 Drills made with internal cooling with gas

شکل 3 دریل ساخته شده با قابلیت خنک کاری داخلی با گاز



Fig. 4 Internal coolant drill bit

شکل 4 مته اینترنال کولانت [37]

نوری^۳ اندازه گیری شده است. برای فرآیند سوراخ کاری، سرعت های چرخشی 1100، 1500، 1920، 2650 و 3200 rpm انتخاب گردیده است.

برای اندازه گیری دمای موضع سوراخ کاری، از ترمومتر لوترون که بازه اندازه گیری آن بین 50- تا 1300 درجه سانتی گراد و رزولوشن آن 0.1 درجه می باشد، استفاده گردیده است (شکل 5). به منظور به حداقل رساندن تلفات گرمایی و افزایش صحت پایش تغییرات دما، محل کاشت ترموکوپل را با خمیر رسانای گرمایی پوشش داده شده است. سنسور ترموکوپل در فاصله 0.5 میلی متری از جدار سوراخ در عمق 3 میلی متر براساس پروتکل های موجود، کاشته شد (شکل 6). برای هر شرایط فرآیندی، دو تا سه بار تکرار آزمایش صورت پذیرفت تا از صحت نتایج به دست آمده، اطمینان حاصل شود.



Fig. 5 Lutron thermometer TM-925

شکل 5 ترمومتر لوترن TM-925

³ Tachometer

جهت جلوگیری از نشت گاز استفاده گردیده است. برای ثبات طولی محور اصلی از فنر به طول 10 میلی متر استفاده شده است. دریل ساخته شده در "شکل 3" نشان داده شده است. برای ثبات عرضی محور اصلی، بلبرینگ استفاده شده و برای سیستم محرکه از موتور دریل بوش مدل GSB 16 RE، و از دیمر برای تنظیم سرعت چرخشی مته استفاده گردیده است.

2-2- تجهیزات آزمایش

مجموعه ای از تجهیزات برای انجام آزمون های سوراخ کاری استخوان به وسیله خنک کاری با گاز و سوراخ کاری معمولی، و همچنین اندازه گیری دمای موضع سوراخ به کار گرفته شده است. آزمون ها در دو حالت بدون استفاده از خنک کار و با خنک کاری مستقیم با گاز صورت پذیرفته، که در خنک کاری مستقیم از گاز نیتروژن استفاده گردیده است. یک کپسول گاز نیتروژن با درصد خلوص 99.99% برای فرآیند خنک کاری به صورت مستقیم به کار رفته است. در برخی تحقیقات، سازگاری گاز نیتروژن با بدن مورد بررسی قرار گرفته است [36]. برای ثبت نرخ جریان و یکسان کردن فشار کپسول از دی سیج و کنترل کننده فشار استفاده شده و گاز توسط یک شلنگ با تحمل فشار بالا، از کپسول به دریل منتقل گردیده است. برای انجام آزمون های سوراخ کاری، از مته های اینترنال کولانت^۱ از جنس کاربید^۲ با قطر 3.2 میلیمتر با زاویه راس 90 درجه و زاویه مارپیچ 35 درجه استفاده شده است (شکل 4). هر مته حداکثر برای ایجاد 40 سوراخ به کار رفته و سپس با مته نو، تعویض گردیده است. سرعت چرخشی دریل ساخته شده به وسیله دورسنج

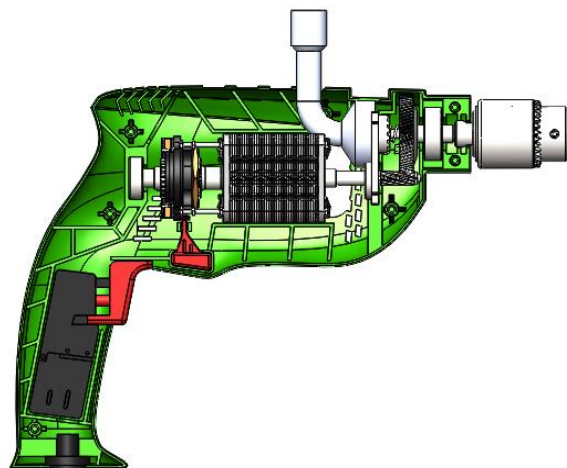


Fig. 1 Schematic of Drill, adapted from [35], with modification

شکل 1 نمای شماتیک دریل، بر گرفته از [35] با برخی تغییرات

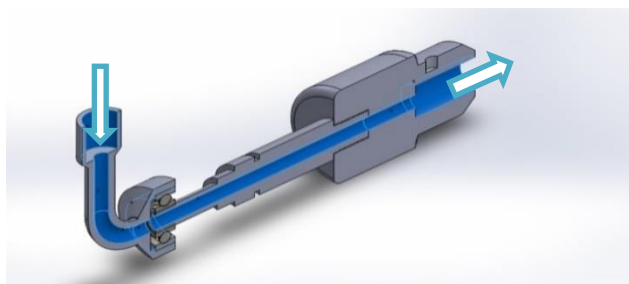


Fig. 2 Coolant transfer path in Drill

شکل 2 مسیر انتقال خنک کار در دریل

¹ Internal coolant

² carbide

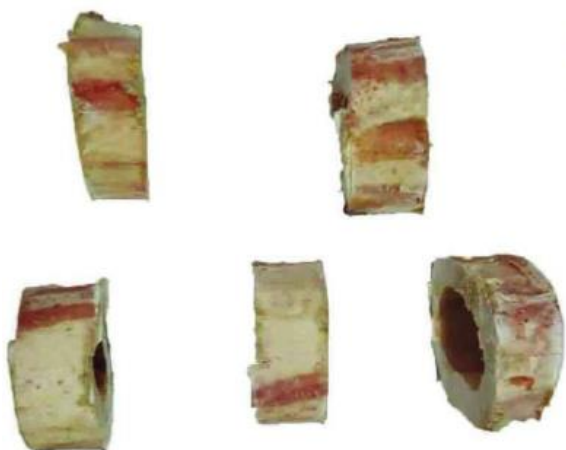


Fig. 8 Slices of bovine femoral bone

شکل 8 قطعات بریده شده از استخوان فمور گاو

شرایط مختلف فرآیندی انجام پذیرفته و تغییرات دمایی ایجاد شده در موضع سوراخ کاری، توسط ترموکوپل در حالت های مختلف اندازه گیری شده و نتایج در "شکل 9" نمایش داده شده است. با توجه به "شکل 9" قابل ملاحظه است که:

3-1- سوراخ کاری بدون استفاده از خنک کار

- با افزایش سرعت چرخشی مته از 1100 تا 3200 rpm، تغییرات دما با افزایش مواجه شده است. این بدان معناست که با افزایش سرعت چرخشی، دمای موضع سوراخ کاری نیز افزایش یافته است.
- در بازه سرعت چرخشی مته از 1100 تا 3200 rpm، افزایش سرعت چرخشی با تغییرات دما رابطه مستقیم دارد.
- افزایش دما به حدی است که در تمام سرعت های چرخشی آزمایش شده، دما از حد مجاز نکرود حرارتی که همان 47 درجه سانتی گراد است، عبور کرده است و وقوع نکرود حرارتی، حتمی می باشد.
- تخلیه براده ها بصورت تکه های به هم چسبیده و با سختی همراه بوده است

3-2- سوراخ کاری به کمک خنک کاری مستقیم با گاز نیتروژن

نتایج تغییرات دمایی حاصل از فرآیند سوراخ کاری به کمک خنک کاری

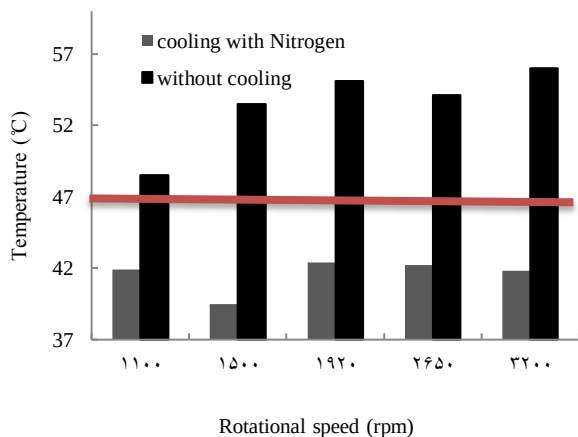


Fig. 9 Plot of Rotational speed Vs drilling site temperature

شکل 9 نمودار سرعت چرخشی-دمای موضع سوراخ کاری

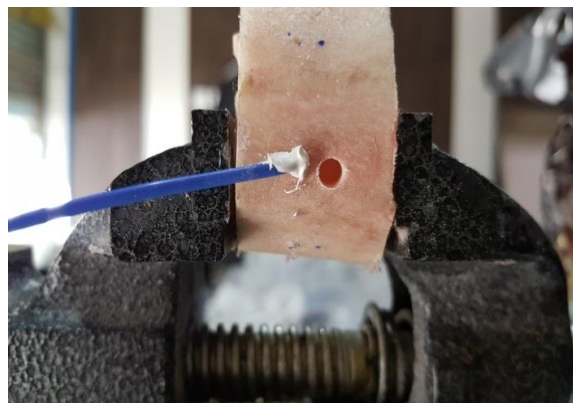


Fig. 6 Installation and use of thermal conductive paste

شکل 6 کاشت ترموکوپل و استفاده از خمیر رسانای گرمایی

3-2- نمونه های آزمایشی

جهت تهیه نمونه ها، استخوان فمور¹ گاو که بلافاصله پس از کشتار از بدن آن خارج شده، طی چندین ساعت مورد استفاده قرار گرفته است (شکل 7). انتخاب آن بدین خاطر صورت گرفته است که استخوان های گاو، سگ و خوک از لحاظ خواص بیشترین شباهت را به استخوان انسان دارند [2]. بخش میانی ناحیه دیافیز² استخوان ران با طول تقریبی 75 میلی متر برای آزمایش به قطعات 25 میلی متری تقسیم گردیده (شکل 8) و پیش از اجرای آزمون ها، پوشش غشایی روی محل سوراخ کاری از آن جدا شده است، چرا که وجود این غشا موجب ایجاد مشکلاتی در نحوه تخلیه براده ها و انسداد شیارهای مته می شود. آزمون ها در دمای اتاق انجام پذیرفته و تمامی نمونه ها تا عمق 8 میلی متر سوراخ کاری شده اند.

لازم به ذکر است که دمای اولیه نمونه استخوان حائز اهمیت نبوده و مقدار دمای اتاق، تغییری در اختلاف دمای ایجاد شده در حین سوراخ کاری و خواص استخوان ایجاد نمی نماید. لذا صرفاً تغییرات دمایی ایجاد شده مدنظر بوده و سپس با انتقال مبدا دمایی از دمای محیط به دمای بدن انسان، می توان بیشینه دمای ایجاد شده را با سطح دمای مجاز مقایسه نمود. سعی گردید که در تمامی مراحل آزمایش، شرایط واقعی برای انجام سوراخ کاری لحاظ شود.

3-3- نتایج

آزمون های سوراخ کاری استخوان فمور گاو، توسط دریل ساخته شده، در



Fig. 7 Bovine femoral bone

شکل 7 استخوان فمور گاو

¹ Femur
² Diaphysis

داخلی با گاز نیتروژن، در "شکل 9" ارائه گردیده است. نرخ جریان حجمی گاز نیتروژن از سوراخ های راس مته، 5 L/min ثبت شده است. باتوجه به "شکل 9"، قابل ملاحظه است که:

- تغییرات دمایی در حالت به کارگیری خنک کار نیتروژن، برای تمامی حالت های آزمون تقریباً به یک اندازه بوده است.
- تغییرات دمایی در سرعت های چرخشی مختلف تغییر محسوسی نداشته اند. یعنی در این حالت خنک کاری، تغییرات سرعت چرخشی در تغییرات دما نقشی ندارد و ازدیاد دما مستقل از سرعت چرخشی می باشد.
- در هیچ یک از سرعت های چرخشی، دما از حد مجاز عبور نکرده است. این بدان معناست که در سرعت های چرخشی 1100 تا 3200 rpm با استفاده از خنک کاری مستقیم گاز نیتروژن، نکرور حرارتی به وجود نمی آید.

- ملاحظه شد که براده های شکل گرفته به صورت پودری شکل بوده و تخلیه آنها از شیار مته بسیار روان صورت پذیرفته است. در نتیجه اصطکاک براده با قطعه کار و براده با مته، به طرز چشمگیری کاهش پیدا کرده است.

4- بحث

با توجه به نتایج بدست آمده در "شکل 9" در خصوص سوراخ کاری بدون استفاده از خنک کار، می توان دریافت که با افزایش سرعت چرخشی از 1100 تا 3200 rpm ، دمای موضع سوراخ کاری افزایش می یابد. برای دست یافتن به دلایل این امر می بایست عوامل موثر بر ازدیاد دما حین فرآیند سوراخ کاری را بررسی نمود. از عوامل اصلی ایجاد ازدیاد دما در حین سوراخ کاری، می توان نیروی شکل گیری براده، انباشت براده، اصطکاک بین سطح سوراخ و براده، و اصطکاک بین مته و براده نام برد. با توجه به نتایج به دست آمده، در حالت سوراخ کاری بدون استفاده از خنک کار، با افزایش سرعت چرخشی میزان ازدیاد دما نیز افزایش پیدا کرده است. دلیل این امر را می توان عدم تغییر نیروی تشکیل براده با افزایش سرعت چرخشی و از طرف دیگر افزایش اصطکاک عنوان نمود. انباشت براده ها در شیار مته، اصطکاک بین براده ها و سطح سوراخ، و همچنین اصطکاک بین براده ها و مته باعث ازدیاد دما در موضع سوراخ کاری می گردد.

با توجه به نتایج به دست آمده از سوراخ کاری با خنک کاری مستقیم گاز قابل مشاهده است که در شرایط مختلف فرآیندی، دمای سوراخ کاری تغییر محسوسی نداشته است. علت این امر را می توان به تزریق مستقیم گاز به موضع تشکیل براده نسبت داد. در اثر جریان گاز نیتروژن از داخل مته، شرایط انتقال حرارت جابجایی آزاد، به جابجایی اجباری مبدل گشته و علاوه بر خروج گرما به وسیله براده ها، گرمای بیشتری به وسیله گاز از سیستم خارج شود. این مساله موجب می گردد گرمای ایجاد شده، فرصت ورود به استخوان میزبان را نیابد. از طرفی فشار گاز خروجی از نوک مته باعث شده تا براده ها با سرعت بیشتری از شیار مته خارج شوند. تسریع تخلیه براده ها در موضع سوراخ کاری، از انباشت براده در شیار مته جلوگیری نموده و موجب تخلیه سریع براده بصورت پودر می گردد. از سوی دیگر خروج روان براده ها باعث کاهش اصطکاک بین براده ها و سطح سوراخ، و همچنین کاهش اصطکاک براده با مته شده است. در نتیجه میزان گرمایش مالشی و اصطکاکی کاهش عمده یافته است.

در جدول 1، میان نتایج حاصل از تحقیق حاضر (سوراخ کاری معمولی و

سوراخ کاری به کمک خنک کاری داخلی با گاز)، و نتایج تحقیقات دیگر که در آنها از روش های دیگری برای انجام سوراخ کاری و کاهش دمای موضع سوراخ کاری استفاده گردیده، مقایسه ای صورت پذیرفته است. با توجه به جدول فوق، قابل ملاحظه است که روش خنک کاری داخلی با گاز، به میزان شایان توجهی از حداقل و حداکثر ازدیاد دمای فرآیند سوراخ کاری کاسته است و حتی نسبت به روش های سوراخ کاری سرعت بالا یا سوراخ کاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک، دمای موضع سوراخ را به میزان بسیار کمتری افزایش داده است. بنابراین این روش به دلایل: 1- دستیابی به کمترین میزان ازدیاد دما در میان فرآیندهای سوراخ کاری، 2- مستقل بودن مقادیر دمای حاصله نسبت به سرعت چرخشی مته، و 3- کمتر بودن ریسک عفونت نسبت به مایعات خنک کار، برای پیشگیری از نکرور حرارتی در جراحی های ارتوپدی توصیه می گردد.

5- مدل سازی آماری ازدیاد دما

در این قسمت نتایج به دست آمده در زمینه سوراخ کاری استخوان با خنک کاری داخلی با گاز نیتروژن، با در نظر گرفتن پارامترهای سرعت برشی و دمای فرآیند سوراخ کاری مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفته است. بر این اساس رابطه بین متغیرهای ورودی و خروجی محاسبه شده است. بدین منظور فرمول های رگرسیون مختلف برای یک پارامتر ورودی و یک پارامتر خروجی در نرم افزار اسپاس 23 معین شده و ضرایب رگرسیون و تعیین برای حالات مختلف بررسی شده است.

به منظور محاسبه سرعت برشی، از رابطه (1) برای تبدیل سرعت چرخشی ابزار به سرعت برشی استفاده گردیده است:

$$V = \pi DN / 60 \quad (1)$$

در تحلیل آماری، فرمول رگرسیون، که دارای ضریب تعیین بزرگتر باشد، به عنوان معادله پراکنش یا برازش مناسب تر برای متغیرها انتخاب شده و ضرایب پارامترها با توجه به فرمول رگرسیون برگزیده محاسبه شده است. در واقع، مقدار ضریب تعیین عددی بین صفر تا یک می باشد که تفسیر هر یک از این دو مقدار به قرار زیر است:

- اگر $R^2 = 1$ باشد، آن گاه در به کارگیری متغیرهای مستقل هیچ خطایی وجود ندارد که این بهترین حالت ممکن بوده و رگرسیون کامل می باشد.

- اگر $R^2 = 0$ باشد، آن گاه استفاده از متغیرهای مستقل هیچ تاثیری بر برآورد خط رگرسیون ندارد.

برای داده های موجود، تمام رگرسیون های موجود محاسبه گردیده است. از بین تمام این رگرسیون ها، رگرسیون سهمی درجه سه به دلیل بالاترین میزان صحت برگزیده شده است. نتایج حاصل از آن در جدول 2 نشان داده شده است.

با توجه به جدول 2 می توان روابط ذیل را برای پیش بینی از یاد دما در حالت های سوراخ کاری معمولی و سوراخ کاری با خنک کاری استخراج نمود:

جدول 1 مقایسه ازدیاد دمای موضع سوراخ کاری با سایر روش های سوراخ کاری

$\Delta T (^{\circ}C)$	$N \text{ (rpm)}$	نوع فرآیند سوراخ کاری
11-20.5	1100-3200	معمولی
3.1-6.2	1100-3200	به کمک خنک کاری با گاز نیتروژن
21.5-40.8	3000-18000	سوراخ کاری سرعت بالا [26]
23.2-39.6	500-2000	به کمک ارتعاشات آلتراسونیک [27]

جدول 2 نتایج تحلیل رگرسیون

Table 2 Results of regression analysis			
Sig .	R ²	R	نوع
0.000	1.000	1.000	بدون خنک کار
0.003	0.998	0.999	خنک کاری با گاز نیتروژن

N سرعت چرخشی (rpm)
 ΔT تغییرات دما (C)
 V سرعت برشی (ms^{-1})

8- تقدیر و تشکر

با تشکر از آقای سید جواد کیانی که در طول انجام مراحل این تحقیق، ما را یاری نمودند.

9- مراجع

- [1] M. T. Hillery, I. Shuaib, Temperature effects in the drilling of human and bovine bone, *Journal of 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, *Journal of 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, *British Journal of 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, and V. V. Silberschmidt, Measurements of surface roughness in conventional and ultrasonically assisted bone drilling, *American Journal of 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*, No. 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, *Journal of 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, *Journal of 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, *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 214, No. 4, pp. 1018-1026, 2014.

7- فهرست علائم

D قطر مته (mm)

در حالت بدون خنک کار:

$$\Delta T = 0.445 \times V - 0.001 \times V^2 + 1.009 \times 10^{-6} \times V^3 \quad (2)$$

از سوی دیگر، در حالت خنک کاری با گاز نیتروژن می توان رابطه ذیل را

ارائه نمود:

$$\Delta T = 0.378 \times V - 0.001 \times V^2 + 9.552 \times 10^{-7} \times V^3 \quad (3)$$

با توجه به روابط (2) و (3) می توان دریافت که در حالت بدون خنک کار (معمولی) دمای بیشتری نسبت به حالت خنک کاری با گاز نیتروژن ایجاد شده است. از سوی دیگر، نتایج تجربی نشان دادند که تغییرات دما در حالت بدون استفاده از خنک کار وابستگی بیشتری به سرعت چرخشی مته نسبت به حالت خنک کاری با گاز نیتروژن داشته است. این بدان معنی است که افزایش سرعت چرخشی تأثیری بیشتری در حالت سوراخ کاری بدون خنک کار دارد. تأثیر سرعت برشی در حالت خنک کاری با گاز نیتروژن بسیار ناچیز می باشد، به طوری که می توان از آن چشم پوشی نمود. بنابراین می توان تغییرات دما را در حالت خنک کاری با گاز نیتروژن، مستقل از سرعت چرخشی دانست.

6- نتیجه گیری

در تحقیق حاضر، ابزاری جهت سوراخ کاری به کمک خنک کاری داخلی با گاز، طراحی و ساخته شد و آزمون های سوراخ کاری استخوان در سرعت های چرخشی 1100 تا 3200 rpm در دو حالت معمولی و با استفاده از خنک کار گاز، انجام پذیرفت و نتایج ذیل، حاصل گردید:

- در سوراخ کاری معمولی (بدون خنک کار) با افزایش سرعت چرخشی، دما به دلیل پایین بودن نرخ انتقال حرارت، افزایش انباشت براده ها و اصطکاک بین براده ها با مته و اصطکاک بین براده ها با سطح سوراخ، افزایش قابل ملاحظه ای داشته است. این ازدیاد دما به اندازه ای است که دما از حد مجاز نکرز حرارتی یعنی 47 درجه سانتی گراد فراتر رفته و نکرز حرارتی پدید آمده است.

- در سوراخ کاری با خنک کاری مستقیم گاز نیتروژن، تغییرات دما اندک بوده و حین سوراخ کاری از حد مجاز نکرز حرارتی عبور نکرده و امکان پیشگیری از نکرز حرارتی فراهم آمده است.

دلیل افزایش دمای ناچیز هنگام سوراخ کاری با خنک کاری گاز نیتروژن را می توان به شرح ذیل عنوان نمود: 1- تغییر رژیم انتقال حرارت از جابجایی آزاد به جابجایی اجباری، به دلیل جریان گاز. 2- خروج روان و سریع براده های استخوان به دلیل فشار گاز خروجی از نوک مته و جلوگیری از انباشت براده. 3- کاهش اصطکاک بین براده ها و سطح سوراخ، و اصطکاک بین براده ها و مته که دو علت اصلی افزایش دمای اصطکاکی می باشند.

- ضمن آن که در حالت سوراخ کاری با خنک کاری داخلی با گاز، نتایج حاصله برای ازدیاد دمای موضع سوراخ کاری، مستقل از سرعت چرخشی مته بوده که برای جراحی های ارتوپدی حائز اهمیت می باشد.

- bone drilling using conventional drilling and loose abrasive machining, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 229, No. 3, pp. 225-231, 2015.
- [30] Z. Li, D. Yang, W. Hao, S. Wu, Y. Ye, Z. Chen, X. Li, Ultrasonic vibration-assisted micro-hole forming on skull, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, Vol. 0, pp. 1-11, 2016.
- [31] M. Y. Noordin, N. Jiawkok, P. Y. M. W. Ndaruhadi, D. Kumiawan, Machining of bone: Analysis of cutting force and surface roughness by turning process, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 229, No. 11, pp. 761-768, 2015.
- [32] F. Accini, I. Díaz, J. J. Gil, Using an admittance algorithm for bone drilling procedures, *Computer methods and programs in biomedicine*, Vol. 123, N0. 15, pp. 150-158, 2016.
- [33] V. Gupta, P. M. Pandey, An in-vitro study of cutting force and torque during rotary ultrasonic bone drilling, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, DOI: 10.1177/0954405416673115, 2016.
- [34] E. Bagci, B. Ozcelik, Effects of different cooling conditions on twist drill temperature, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Vol. 34, No. 9-10, pp. 867-877, 2007.
- [35] *Schematic of Drill*, Accessed on 3 December 2016; <https://grabcad.com/library/software/solidworks>
- [36] D. B. Dunkin, F. C. Fehsenfeld, A. L. Schmeltekopf, E. E. Ferguson, Three-Body Association Reactions of NO+ with O₂, N₂, and CO₂, *The Journal of Chemical Physics*, Vol. 54, No. 9, pp. 3817-3822, 1971.
- [37] *Picture of Internal coolant drill bit*, Accessed on 26 December 2016; <http://www.directindustry.com/prod/sgs/product-9243-135221.html>
- [22] R. K. Pandey, S. S. Panda, Optimization of multiple quality characteristics in bone drilling using grey relational analysis, *Journal of 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: Journal of 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, S. Shajari, Experimental and analytical investigation of the thermal necrosis in high-speed drilling of bone, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 228, No. 4, pp. 330-341, 2014.
- [27] E. Shakouri, M. H. Sadeghi, M. R. Karafi, M. Maerefat, M. Farzin, An in vitro study of thermal necrosis in ultrasonic-assisted drilling of bone, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 229, No. 2, pp. 137-149, 2015.
- [28] R. K. Pandey, S. S. Panda, A feasibility investigation for modeling and optimization of temperature in bone drilling using fuzzy logic and Taguchi optimization methodology, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 228, No. 11, pp. 1135-1145, 2014.
- [29] G. Singh, V. Jain, D. Gupta, Comparative study for surface topography of