



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

احسان شکوری<sup>1\*</sup>، حسین حقیقی حسنعلی ده<sup>2</sup>، سیف‌الله غلام‌پور<sup>3</sup>

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

### چکیده

### اطلاعات مقاله

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

مقاله پژوهشی کامل  
 دریافت: 12 دی 1395  
 پذیرش: 16 بهمن 1395  
 ارائه در سایت: 09 اسفند 1395  
 کلید واژگان:  
 سوراخ کاری استخوان  
 نکرز حرارتی  
 گاز نیتروژن  
 مته اینترنال کولانت

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

Ehsan Shakouri<sup>1\*</sup>, Hossein Haghighi Hassanali Deh<sup>1</sup>, Seifollah Gholampour<sup>2</sup>

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 می‌باشد. این سوراخ به عنوان پیش سوراخ ایجاد شده و سپس، پیچ خودکار به منظور تثبیت بستها و پلاک‌ها در محل سوراخ بسته می‌شود. نیروی تغییرشکل پلاستیک براده، اصطکاک بین مته و براده و همچنین

در جراحی‌های ارتوپدی<sup>1</sup> ثابت‌سازی موضع شکستگی، نیازمند ایجاد سوراخ

<sup>1</sup> 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:

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 به‌دنبال آن پدیده نکرور 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 نمودند. آن‌ها در این تحقیق سرعت چرخشی، نرخ پیشروی، زاویه ماریپیچ مت، زاویه راس، قطر مت، ظرفیت گرمایی ویژه، رسانش گرمایی و تراکم استخوانی را مورد بررسی قرار دادند [4]. آلان و همکاران به مطالعه تاثیر فرسایش مت بر افزایش دما در سوراخ‌کاری استخوان پرداختند. آن‌ها از سه مت برای آزمایش خود استفاده نمودند، مت اول بدون فرسایش (نو)، مت دوم برای ایجاد 600 سوراخ به کار رفته و مت سوم چندین ماه مورد استفاده قرار گرفته بودند. آن‌ها حداکثر دفعات مجاز برای استفاده از مت را 40 بار ذکر نمودند تا فرسایش مت، بر روی ازدیاد دما و وقوع نکرور تاثیرگذار نگردد [5]. کارمانی در یک مقاله مروری به بررسی نیروی سوراخ‌کاری، سرعت چرخشی، شرایط سوراخ‌کاری، خنک‌کاری بر روی ازدیاد دما پرداخت. او با مطالعه مقالات پیشین، دریافت که افزایش سرعت برشی باعث کاهش نیروی ماشین‌کاری شده و دمای سوراخ‌کاری کاهش می‌یابد، شرایط مت را در براده‌برداری مهم تلقی نموده و همچنین خنک‌کاری در جراحی را امری مهم در پیشگیری نکرور 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 مت طراحی نموده، پارامترهای تاثیرگذار را در مت با هندسه معمولی و هندسه دوفازی با یکدیگر مقایسه نمودند. هندسه جدید مت به گونه‌ای طراحی شد که مت دارای پله با دو قطر متفاوت بود، در پله اول (نوک مت) قطر را کوچکتر در نظر گرفته و در پله دوم قطر مت به قطر ثابت رسید که به نوعی یک عملیات پیش سوراخ انجام دادند. این مت عملکرد بهتری نسبت به مت‌های معمولی داشت [7]. سم‌سنر و همکاران، اثر خنک‌کاری در عمق‌های گوناگون سوراخ‌کاری، برای کنترل درجه حرارت موضع سوراخ‌کاری را بررسی نمودند. آن‌ها دمای سوراخ‌کاری را در عمق‌های 3، 7 و 12 میلی‌متر اندازه‌گیری نمودند. مشاهد گردید که بیشترین ازدیاد دما، در سطح استخوان روی داده است [8]. آگوستین و همکاران متغیرهایی همچون قطر مت، زاویه راس مت و سرعت چرخشی را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها ملاحظه نمودند که با افزایش سرعت چرخشی، دما افزایش یافته است. تغییر اندازه زاویه راس مت تاثیر 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 نمودند. نتایج آن‌ها این واقعیت را آشکار ساخت که افزایش دما در استخوان، ضمن برخورداری از شکل فضایی نامنتظم، دارای مقدار بیشینه در ناحیه قشر خارجی استخوان می‌باشد، یعنی جایی که از بیشترین میزان تراکم بهره می‌برد [10]. اسکارانو و همکاران با تغییر در هندسه مت به بررسی تغییر حرارت و پدیده نکرور حرارتی پرداختند. مت از حالت استوانه‌ای ساده به حالت مخروطی تغییر شکل داده شده بود. آن‌ها توانستند با استفاده از ابزار مخروطی نکرور حرارتی را کاهش دهند [11]. علم و همکاران با استفاده از اعمال ارتعاشات آلتراسونیک به مت، به سوراخ‌کاری استخوان پرداختند. آن‌ها دریافتند که صافی سطح سوراخ ایجاد شده توسط ارتعاشات آلتراسونیک، نسبت به سوراخ‌کاری معمولی 5.6% بهتر بوده است [12]. کاراکا و همکاران، مطالعاتی را بر روی استخوان انسان انجام دادند. تحقیق آنان

اصطکاک براده با جدار سوراخ موجب تولید گرما در موضع سوراخ‌کاری می‌گردد. بخشی از گرمای ایجاد شده در حین فرآیند سوراخ‌کاری استخوان به وسیله جریان خون و مایعات میان‌بافتی انتقال یافته و بخشی از آن به وسیله براده‌ها 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  $2.3 \text{ W/mK}$  گزارش شده است [1]. این بدان مفهوم است که به‌دلیل پایین بودن ضریب رسانش گرمایی استخوان، گرما در محل سوراخ‌کاری باقی مانده، افزایش دمای موضعی صورت گرفته و در آکالین فسفاتاز استخوان تغییر ماهیت ایجاد می‌شود. همین امر زمینه پدیده نکرور<sup>2</sup> حرارتی، مرگ سلولی، مردگی بافت استخوانی و افت استحکام مکانیکی موضع سوراخ‌کاری را فراهم می‌آورد [2]. فقدان استحکام استخوان در جراحی ارتوپدی حائز اهمیت است، زیرا در مرحله بعد، باید پیچ‌های خودکار به منظور مهار تجهیزات نگهدارنده و تثبیت موضع شکستگی، در این سوراخ بسته شوند و 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 [3,4].

نکرور حرارتی به دو عامل درجه حرارت و مدت زمان مواجه با آن دما بستگی دارد. برخی از محققین برای نکرور حرارتی حد آستانه‌ای را مشخص نموده‌اند که دما زیر آن حد تاثیر قابل توجهی بر روی بافت استخوان ندارد، ولی بالاتر از آن حد سلول‌های استخوانی تحت تاثیر حرارت قرار می‌گیرند. این حد آستانه‌ای، تحمل دمای 47 درجه سانتی‌گراد برای مدت زمان یک دقیقه است. طبق آزمون‌های انجام شده بر روی استخوان، به ازای هر درجه افزایش دما، بازه زمانی قابل تحمل برای استخوان به طور نمایی کاهش می‌یابد. به گونه‌ای که در 48 درجه سانتی‌گراد این بازه به 30 ثانیه کاهش یافته، تا در نهایت در 53 درجه سانتی‌گراد، مدت زمان تحمل حرارتی به کسری از ثانیه کاهش یافته و نکرور حرارتی به صورت آنی روی می‌دهد [3]. با توجه به این چالش، باید با اتخاذ روش‌هایی از افزایش بیش از حد دما، در حین فرآیند سوراخ‌کاری استخوان جلوگیری نمود. محققان بسیاری به مطالعه تاثیر عوامل مختلف بر روی تغییرات دما در سوراخ‌کاری استخوان پرداخته‌اند. از جمله عواملی که در فرآیند سوراخ‌کاری بر افزایش دما تاثیرگذار هستند، می‌توان به کیفیت و خواص استخوان، هندسه مت عمق سوراخ، میزان تیز بودن ابزار برشی، سرعت سوراخ‌کاری، فشار عمودی وارده به مت، اجرای سوراخ‌کاری به صورت تدریجی یا تک مرحله‌ای، انجام سوراخ‌کاری متناوب یا پیوسته، به‌کارگیری روش‌های خنک‌کاری داخلی یا خارجی و تاثیر خواص مکانیکی و کیفیت جنس مت انتخابی اشاره نمود [5].

هیلاری و شعبیه به مطالعه تاثیر پارامترهای ماشین‌کاری و هندسه ابزار بر روی ازدیاد دما در سوراخ‌کاری استخوان انسان و گاو پرداختند. آن‌ها دریافتند که استخوان یک ماده ناهمسانگرد است، استخوان در سطح از استحکام بیشتری برخوردار است و لایه‌های زیرین به‌صورت اسفنجی می‌باشند. بافت استخوان به گونه‌ای است که از رسانش گرمایی خوبی برخوردار نیست، مگر در لایه‌های زیرین که به‌وسیله عروق خونی انتقال حرارت صورت می‌پذیرد [1]. دیویدسون و جیمز، به اندازه‌گیری ضریب

<sup>1</sup> Alkaline phosphatase

<sup>2</sup> 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 سوراخ‌کاری ارائه نمودند که در آن با توجه به روابط ماشین‌کاری و انتقال حرارت، پیش‌بینی کاهش حرارت سوراخ‌کاری را انجام دادند [14]. میسک و همکاران به مقایسه سوراخ‌کاری معمولی و سوراخ‌کاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک در استخوان پرداخته و ملاحظه نمودند که در سوراخ‌کاری به کمک ارتعاشات، با افزایش عمق، دما به طور پیوسته کاهش پیدا کرده است، 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 با انجام آزمایش‌هایی، بهترین نرخ پیشروی و سرعت چرخشی را پیشنهاد نمودند [16]. در تحقیقی دیگر، پاندا و پاندی به بهینه‌سازی فرآیند سوراخ‌کاری استخوان پرداختند [17].

دون و همکاران با استفاده از واترجت به سوراخ‌کاری استخوان پرداختند. نازل با قطر 0.5 میلی‌متر را بهترین نازل جهت سوراخ‌کاری با واترجت توصیه نمودند. ضمن آن‌که 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 سوراخ‌کاری 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 می‌توان از نرخ پیشروی 40 میلی‌متر 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 فرآیند سوراخ‌کاری داشته است [19]. وانگ با مطالعه سوراخ‌کاری‌های اتوماتیک و دستی استخوان، مشاهده نمود که در سوراخ‌کاری اتوماتیک 30 تا 60 درصد زمان ماشین‌کاری کاهش یافته است و همچنین دقت ماشین‌کاری اتوماتیک بسیار بیشتر از دستی است، گذشته از این، نیرو و گشتاور کمتری به استخوان وارد شده است [20]. سوئی و همکاران روند سوراخ‌کاری استخوان را مدل‌سازی مکانیکی نمودند [21]. پاندا و همکاران سوراخ‌کاری استخوان را با استفاده از مدل تاگوچی و تابع عضویت، بهینه‌سازی نمودند [22]. پاندا و پاندی با تغییر در هندسه ابزار سعی در بهبود شرایط سوراخ‌کاری داشتند [23]. راجمینیس و همکاران به بررسی ذرات باقی مانده از برش با ابره‌های 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 نموده و مشاهده کردند که با به‌کارگیری سرعت چرخشی محدوده 6000-7000 rpm، به دلیل کاهش ناگهانی نیروی محوری، میزان ازدیاد دما کاهش شایان توجهی می‌یابد [26]. در پژوهشی دیگر، شکوری و همکاران به مطالعه ازدیاد دما در فرآیند سوراخ‌کاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک پرداخته و ملاحظه نمودند که این روش، به‌علت کاهش قابل توجه در مقدار نیروی محوری نسبت به سوراخ‌کاری 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 سوراخ‌کاری را پیش‌بینی کرده و با استفاده از این مدل، مته بهینه را پیشنهاد نمودند [28]. سینگ و همکاران به مقایسه نکرز حرارتی و ترک‌های سوراخ‌کاری استخوان به‌وسیله ذرات ساینده آلتراسونیک، در مجموعه میکرو-سوراخ ایجاد کردند. از مزایای این روش

نسبت به سوراخ‌کاری معمولی می‌توان به نداشتن براده اشاره نمود. همین امر موجب می‌شود تا عفونت ناشی از جراحی کاهش یابد، از طرفی به بافت‌های لایه‌های زیرین آسیب نرسیده و نکرز استخوانی در اطراف سوراخ به‌وجود نیاید [30]. نوردین و همکاران نیروی برشی و زبری سطح استخوان در فرآیند تراش‌کاری استخوان را تحلیل نمودند [31]. آکسینی و همکاران از الگوریتم پذیرش برای بهبود روند سوراخ‌کاری استخوان استفاده نمودند [32]. گوپتا و پاندی اثر سرعت چرخشی، نرخ پیشروی، قطر مته و دامنه ارتعاش را بر روی نیرو و گشتاور در سوراخ‌کاری آلتراسونیک بررسی نمودند [33].

علی‌رغم نتایج مثبت به‌کارگیری مایع خنک‌کار (نرمال سالین) در کاهش ازدیاد دمای موضع سوراخ، به دلیل خطر عفونت، امکان استفاده از آن در جراحی‌های ارتوپدی وجود ندارد. در صورت امکان انجام فرآیند سوراخ‌کاری به کمک خنک‌کاری داخلی با گازی که خنثی و بی‌اثر باشد، علاوه بر حذف ریسک عفونت موضع جراحی، امکان کاهش ازدیاد دمای سوراخ و پیشگیری از نکرز حرارتی فراهم می‌آید. در زمینه سوراخ‌کاری به کمک خنک‌کار، باگسی و اوزسلیک به مطالعه تاثیر خنک‌کاری‌های گوناگون بر حرارت ایجاد شده در عملیات سوراخ‌کاری پرداختند. آن‌ها آلومینیوم را تحت سوراخ‌کاری بدون خنک‌کار، با خنک‌کاری خارجی و با خنک‌کاری داخلی (با استفاده از مته اینترنال کولانت) قرار دادند. نتایج حاصله نشان داد که در روش خنک‌کاری داخلی با مته اینترنال کولانت، دمای عملیات سوراخ‌کاری به شدت پایین آمده است. ضمن آن‌که فشار مایع خنک‌کار 81٪، نرخ پیشروی 17٪ و سرعت چرخشی 1.5٪ در حرارت ایجاد شده نقش داشته‌اند [34].

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

## 2- مواد و روش‌ها

به‌منظور بررسی فرآیند سوراخ‌کاری به کمک خنک‌کاری مستقیم با گاز نیتروژن و مقایسه آن با سوراخ‌کاری معمولی، نیاز به دستگاهی برای انتقال مستقیم گاز به مته و مته‌ای که دارای سوراخ داخلی بود تا بتوان گاز را بتوان به‌صورت مستقیم به محل سوراخ‌کاری تزریق نمود.

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

جهت بررسی تاثیر خنک‌کاری با گاز بر دمای سوراخ‌کاری، 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 موردنظر از داخل مته، به راس مته انتقال یابد (شکل 2). بدین‌منظور، ابتدا محور اصلی انتقال قدرت با سوراخی 6 میلی‌متری در داخل آن طراحی شده است. جهت افزایش استحکام، محور اصلی را در محلولی با دمای 850 درجه سانتی‌گراد 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 میلی‌متر می‌باشد. محور اصلی و ناودانی توسط یک بلبرینگ آب‌بند به قطر داخلی 8 میلی‌متر و قطر خارجی 22 میلی‌متر به یکدیگر متصل شده‌اند. برای ثابت شدن این سیستم، فلنج<sup>1</sup> 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

<sup>1</sup> Flange

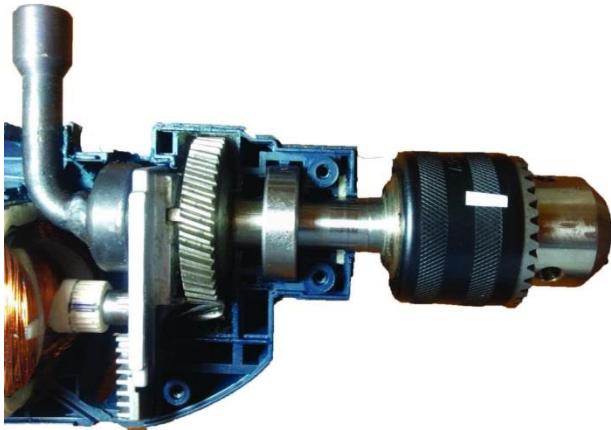


Fig. 3 Drills made with internal cooling with gas

شکل 3 دریل ساخته شده با قابلیت خنک‌کاری داخلی با گاز



Fig. 4 Internal coolant drill bit

شکل 4 مته اینترنال کولانت [37]

نوری<sup>۳</sup> اندازه‌گیری شده است. برای فرآیند سوراخ‌کاری، سرعت‌های چرخشی 1100، 1500، 1920، 2650 و 3200 rpm انتخاب گردیده است.

برای اندازه‌گیری دمای موضع سوراخ‌کاری، از ترمومتر لوترون که بازه اندازه‌گیری آن بین 50- تا 1300 درجه سانتی‌گراد و رزولوشن آن 0.1 درجه می‌باشد، 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 میلی‌متری از جدار سوراخ در عمق 3 میلی‌متر براساس پروتکل‌های موجود، کاشته شد (شکل 6). برای هر شرایط فرآیندی، دو تا سه بار تکرار آزمایش صورت پذیرفت تا از صحت نتایج به‌دست آمده، اطمینان حاصل شود.



Fig. 5 Lutron thermometer TM-925

شکل 5 ترمومتر لوترون TM-925

جهت جلوگیری از نشت گاز استفاده گردیده است. برای ثبات طولی محور اصلی از فنر به طول 10 میلی‌متر 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

مجموعه‌ای از تجهیزات برای انجام آزمون‌های سوراخ‌کاری استخوان به وسیله خنک‌کاری با گاز و سوراخ‌کاری معمولی، و همچنین اندازه‌گیری دمای موضع سوراخ به کار گرفته شده است. آزمون‌ها در دو حالت بدون استفاده از خنک‌کار و با خنک‌کاری مستقیم با گاز صورت پذیرفته، که در خنک‌کاری مستقیم از گاز نیتروژن استفاده گردیده است. یک کپسول گاز نیتروژن با درصد خلوص 99.99٪ برای فرآیند خنک‌کاری به‌صورت 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 دی‌سنج و کنترل‌کننده فشار استفاده شده و گاز توسط یک شلنگ با تحمل فشار بالا، از کپسول به دریل منتقل گردیده است. برای انجام آزمون‌های سوراخ‌کاری، از مته‌های اینترنال کولانت<sup>۱</sup> از جنس کاربید<sup>۲</sup> 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 به‌کار رفته و سپس با مته نو، تعویض گردیده است. سرعت چرخشی دریل ساخته شده به‌وسیله دورسنج

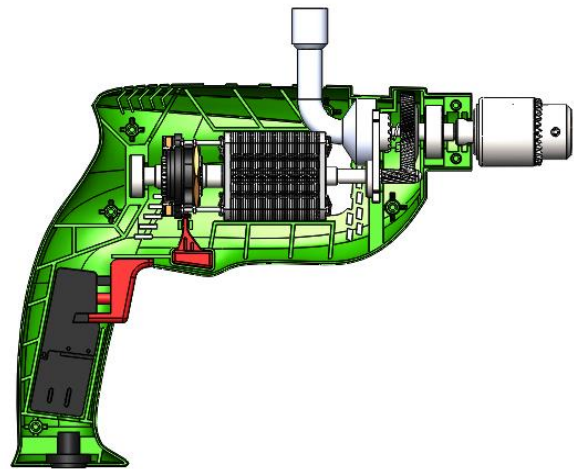


Fig. 1 Schematic of Drill, adapted from [35], with modification

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

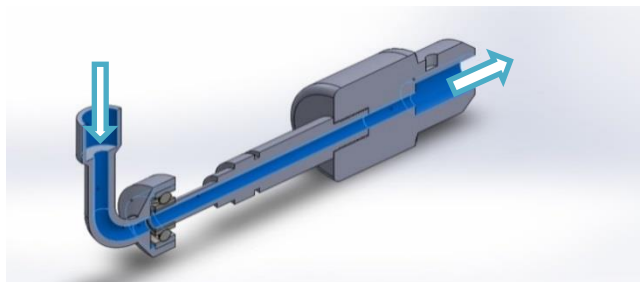


Fig. 2 Coolant transfer path in Drill

شکل 2 مسیر انتقال خنک‌کار در دریل

<sup>1</sup> Internal coolant  
<sup>2</sup> carbide

<sup>3</sup> Tachometer

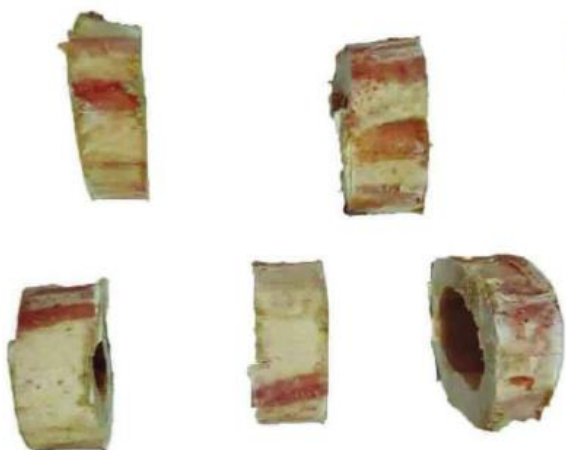


Fig. 8 Slices of bovine femoral bone

شکل 8 قطعات بریده شده از استخوان فمور گاو

شرایط مختلف فرآیندی انجام پذیرفته و تغییرات دمایی ایجاد شده در موضع سوراخ‌کاری، توسط ترموکوپل در حالت‌های مختلف اندازه‌گیری شده و نتایج در "شکل 9" نمایش داده شده است. با توجه به "شکل 9" قابل ملاحظه است که:

### 3-1- سوراخ‌کاری بدون استفاده از خنک‌کار

- 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 سوراخ‌کاری 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 سرعت‌های چرخشی آزمایش شده، دما از حد مجاز نکرود حرارتی که همان 47 درجه سانتی‌گراد است، عبور کرده است و وقوع نکرود حرارتی، حتمی می‌باشد.
- تخلیه براده‌ها بصورت تکه‌های به هم چسبیده و با سختی همراه بوده است

### 3-2- سوراخ‌کاری به کمک خنک‌کاری مستقیم با گاز نیتروژن

نتایج تغییرات دمایی حاصل از فرآیند سوراخ‌کاری به کمک خنک‌کاری

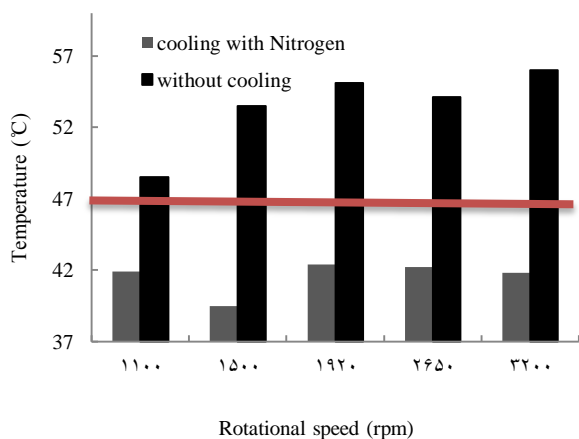


Fig. 9 Plot of Rotational speed Vs drilling site temperature

شکل 9 نمودار سرعت چرخشی-دمای موضع سوراخ‌کاری

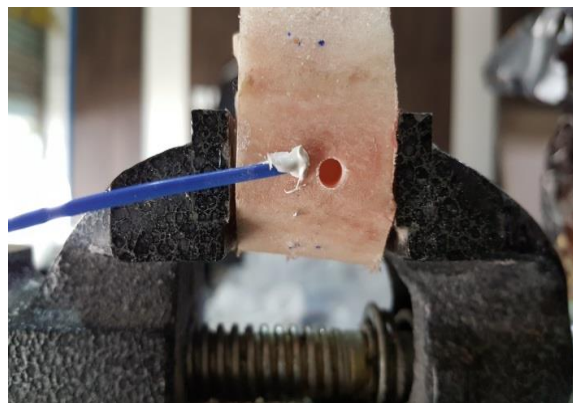


Fig. 6 Installation and use of thermal conductive paste

شکل 6 کاشت ترموکوپل و استفاده از خمیر رسانای گرمایی

### 3-2- نمونه‌های آزمایشی

جهت تهیه نمونه‌ها، استخوان فمور<sup>1</sup> 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 استخوان‌های گاو، سگ و خوک از لحاظ خواص بیشترین شباهت را به استخوان انسان دارند [2]. بخش میانی ناحیه دیافیز<sup>2</sup> استخوان ران با طول تقریبی 75 میلی‌متر برای آزمایش به قطعات 25 میلی‌متری تقسیم گردیده (شکل 8) و 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 انسداد شیارهای مته می‌شود. آزمون‌ها در دمای اتاق انجام پذیرفته و تمامی نمونه‌ها تا عمق 8 میلی‌متر سوراخ‌کاری شده‌اند.

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

### 3- نتایج

آزمون‌های سوراخ‌کاری استخوان فمور گاو، توسط دریل ساخته شده، در



Fig. 7 Bovine femoral bone

شکل 7 استخوان فمور گاو

<sup>1</sup> Femur  
<sup>2</sup> Diaphysis

سوراخ کاری به کمک خنک کاری داخلی با گاز، و نتایج تحقیقات دیگر که در آن‌ها از روش‌های دیگری برای انجام سوراخ کاری و کاهش دمای موضع سوراخ کاری استفاده گردیده، مقایسه‌ای 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 روش‌های 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 جراحی‌های ارتوپدی توصیه می‌گردد.

#### 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 فرمول‌های رگرسیون مختلف برای یک پارامتر ورودی و یک پارامتر خروجی در نرم‌افزار 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 مناسب‌تر 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 می‌باشد که تفسیر هر یک از این دو مقدار به قرار زیر است:

- اگر  $R^2 = 1$  باشد، آن‌گاه در به کارگیری متغیرهای مستقل هیچ خطایی

وجود ندارد که این بهترین حالت ممکن بوده و رگرسیون کامل می‌باشد.

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

برای داده‌های موجود، تمام رگرسیون‌های موجود محاسبه گردیده است. از بین تمام این رگرسیون‌ها، 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 می‌توان روابط ذیل را برای پیش‌بینی ازدیاد دما در حالت‌های سوراخ کاری معمولی و سوراخ کاری با خنک کاری استخراج نمود:

جدول 1 مقایسه ازدیاد دمای موضع سوراخ کاری با سایر روش‌های سوراخ کاری

$\Delta T (C^\circ)$	$N$ (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]

داخلی با گاز نیتروژن، در "شکل 9" ارائه گردیده است. نرخ جریان حجمی گاز نیتروژن از سوراخ‌های راس مته،  $5 \text{ L/min}$  ثبت شده است. باتوجه به "شکل 9"، قابل ملاحظه است که:

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

- ملاحظه شد که براده‌های 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، می‌توان دریافت که با افزایش سرعت چرخشی از 1100 تا 3200 rpm، دمای موضع سوراخ کاری افزایش می‌یابد. برای دست یافتن به دلایل این امر می‌بایست عوامل موثر بر ازدیاد دما حین فرآیند سوراخ کاری را بررسی نمود. از عوامل اصلی ایجاد ازدیاد دما در حین سوراخ کاری، می‌توان 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 می‌توان عدم تغییر نیروی تشکیل براده با افزایش سرعت چرخشی و از طرف دیگر افزایش اصطکاک عنوان نمود. انباشت براده‌ها در شیار مته، اصطکاک بین براده‌ها و سطح سوراخ، و همچنین اصطکاک بین براده‌ها و مته باعث ازدیاد دما در موضع سوراخ کاری می‌گردد.

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 می‌توان 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 براده‌ها، گرمای بیشتری به وسیله گاز از سیستم خارج شود. این مساله موجب می‌گردد گرمای ایجاد شده، فرصت ورود به استخوان میزبان را نیابد. از طرفی فشار گاز خروجی از نوک مته باعث شده تا براده‌ها با سرعت بیشتری از شیار مته خارج شوند. تسریع تخلیه براده‌ها در موضع سوراخ کاری، از انباشت براده در شیار مته جلوگیری نموده و موجب تخلیه سریع براده بصورت پودر می‌گردد. از سوی دیگر خروج روان براده‌ها باعث کاهش اصطکاک بین براده‌ها و سطح سوراخ، و همچنین کاهش اصطکاک براده با مته شده است. در نتیجه میزان گرمایش مالشی و اصطکاک کاهشی عمده یافته است.

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

جدول 2 نتایج تحلیل رگرسیون

Table 2 Results of regression analysis

نوع	R	R <sup>2</sup>	Sig .
بدون خنک‌کار	1.000	1.000	0.000
خنک‌کاری با گاز نیتروژن	0.999	0.998	0.003

$N$  سرعت چرخشی (rpm)  
 $\Delta T$  تغییرات دما (C)  
 $V$  سرعت برشی ( $\text{ms}^{-1}$ )

## 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.

در حالت بدون خنک‌کار:

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

از سوی دیگر، در حالت خنک‌کاری با گاز نیتروژن می‌توان 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) می‌توان دریافت که در حالت بدون خنک‌کار

(معمولی) دمای بیشتری نسبت به حالت خنک‌کاری با گاز نیتروژن ایجاد شده است. از سوی دیگر، نتایج تجربی نشان دادند که تغییرات دما در حالت بدون استفاده از خنک‌کار وابستگی بیشتری به سرعت چرخشی مته نسبت به حالت خنک‌کاری با گاز نیتروژن داشته است. این بدان معنی است که افزایش سرعت چرخشی تأثیری بیشتری در حالت سوراخ‌کاری بدون خنک‌کار دارد. تأثیر سرعت برشی در حالت خنک‌کاری با گاز نیتروژن بسیار ناچیز می‌باشد، به طوری که می‌توان از آن چشم‌پوشی نمود. بنابراین می‌توان تغییرات دما را در حالت خنک‌کاری با گاز نیتروژن، مستقل از سرعت چرخشی دانست.

## 6- نتیجه‌گیری

در تحقیق حاضر، ابزاری جهت سوراخ‌کاری به کمک خنک‌کاری داخلی با گاز، طراحی و ساخته شد و آزمون‌های سوراخ‌کاری استخوان در سرعت‌های چرخشی 1100 تا 3200 rpm در دو حالت معمولی و با استفاده از خنک‌کار گاز، انجام پذیرفت و نتایج ذیل، حاصل گردید:

- در سوراخ‌کاری معمولی (بدون خنک‌کار) با افزایش سرعت چرخشی، دما به دلیل پایین بودن نرخ انتقال حرارت، افزایش انباشت براده‌ها و اصطکاک بین براده‌ها با مته و اصطکاک بین براده‌ها با سطح سوراخ، افزایش قابل ملاحظه‌ای داشته است. این ازدیاد دما به اندازه‌ای است که دما از حد مجاز نکرود حرارتی یعنی 47 درجه سانتی‌گراد فراتر رفته و نکرود حرارتی پدید آمده است.

- در سوراخ‌کاری با خنک‌کاری مستقیم گاز نیتروژن، تغییرات دما اندک بوده و حین سوراخ‌کاری از حد مجاز نکرود حرارتی عبور نکرده و امکان پیشگیری از نکرود حرارتی فراهم آمده است.

دلیل افزایش دمای ناچیز هنگام سوراخ‌کاری با خنک‌کاری گاز نیتروژن را می‌توان 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 براده‌های استخوان به دلیل فشار گاز خروجی از نوک مته و جلوگیری از انباشت براده. 3- کاهش اصطکاک بین براده‌ها و سطح سوراخ، و اصطکاک بین براده‌ها و مته که دو علت اصلی افزایش دمای اصطکاک می‌باشند.

- ضمن آن‌که در حالت سوراخ‌کاری با خنک‌کاری داخلی با گاز، نتایج

حاصله برای ازدیاد دمای موضع سوراخ‌کاری، مستقل از سرعت چرخشی مته بوده که برای جراحی‌های ارتوپدی حائز اهمیت می‌باشد.

## 7- فهرست علائم

D قطر مته (mm)

- 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. Kurniawan, 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, No. 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