

## بررسی تاثیر سوراخکاری استخوان با دریل دورانی - ارتعاشی در کاهش نکروز حرارتی

(یک مطالعه حیوانی)

\*مهندس احسان شکوری، \*\*دکتر محمدحسین صادقی، \*دکتر محمدرضا کرفی، \*\*\*دکتر محمود فرزین

«دانشگاه تربیت مدرس تهران»

### خلاصه

**پیش‌زمینه:** روش بی‌حرکت‌سازی داخلی قطعات شکسته استخوان، مبتنی بر سوراخکاری موضع شکستگی و ثابت کردن آن به وسیله تجهیزاتی است که به استخوان پیچ می‌شوند. در حین فرآیند سوراخکاری استخوان، این امکان وجود دارد که دما از محدوده مجاز ۴۷ درجه سانتی‌گراد فراتر رود و آسیب جبران‌ناپذیر نکروز حرارتی بر جای گذارد. هدف از انجام تحقیق حاضر بررسی فرآیند سوراخکاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک بود تا مناسب‌ترین شرایط به لحاظ ایجاد حداقل آسیب گرمایی تعیین شود.

**مواد و روش‌ها:** یک مطالعه تجربی به کمک ارتعاشات آلتراسونیک بر روی استخوان ران گاو با روش سوراخکاری انجام پذیرفت و میزان دمای ایجاد شده در موضع سوراخکاری بررسی شد.

**یافته‌ها:** سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک در دور ۱۰۰۰ rpm حرارت کمتری در مقایسه با سوراخکاری معمولی ایجاد می‌کند. در دوران rpm ۲۰۰۰، افزایش دما نسبت به "نرخ پیشروی" دریل مستقل می‌گردد و نرخ پیشروی تاثیرگذار نمی‌باشد.

**نتیجه‌گیری:** استفاده از ارتعاشات آلتراسونیک در سوراخکاری استخوان گاو، گرمای کمتر و نکروز استخوانی کمتری در مقایسه با سوراخکاری معمولی ایجاد می‌نماید و گرمای ایجاد شده به "نرخ پیشروی" وابسته نمی‌باشد و ممکن است قابلیت بکارگیری در جراحی در انسان را داشته باشد.  
**واژه‌های کلیدی:** استخوان، حرارت، نکروز، آلتراسونیک، ارتعاش آلتراسونیک

دریافت مقاله: ۵ ماه قبل از چاپ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۲ بار؛ پذیرش مقاله: ۲ ماه قبل از چاپ

## Effect of Rotatory-Vibrational Bone Drilling in Lowering Thermal Necrosis

(An Animal Study)

\*Ehsan Shakouri, MSc; \*\*Mohammad Hosseyn Sadeghi, PhD; \*\*Mohammadreza Karafi, PhD; \*\*\*Mahmood Farzin, PhD

### Abstract

**Background:** Internal immobilization of bone fracture often requires drilling and screw fixation of implanted bone. During bone drilling, the temperature could increase above 47°C causing irreversible thermal necrosis. This study is an experimental bone drilling with ultrasonic-assist in evaluating the temperature increase in comparison with conventional drilling.

**Methods:** An experimental study on a bovine femur specimen was performed by drilling holes with ultrasonic assisted drill. The generated temperature in different speeds was documented at the drilling site, and was compared with the conventional drilling technique.

**Results:** Ultrasonic-assisted drilling at 1000 rpm produced less temperature elevation compared with conventional drilling. Furthermore, at rotational speed of 2000 rpm, the temperature raise was independent of "feed rate" of the drilling.

**Conclusions:** Using ultrasonic vibration in drilling of bovine femur produces less temperature raise in drill site, and works independent "feed rate" when compared with conventional drilling.

**Keywords:** Bone; Heating; Necrosis; Ultrasonic; Vibration

Received: 5 months before printing ; Accepted: 2 months before printing

\*PhD Student of Mechanical Eng-Manufacturing, Faculty of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, IRAN.

\*\*Mechanical Engineer, Faculty of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, IRAN.

\*\*\*Mechanical Engineer, Faculty of Mechanical Engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan, IRAN.

**Corresponding Author:** Ehsan Shakouri, MSc

Faculty of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Jalaal-e Al-Ahmad ExpWay, Tehran, Iran, P.O.Box: 14115-143.

E-mail: e\_shakouri@iau-tnb.ac.ir

## مقدمه

سوراخکاری<sup>۱</sup>، یکی از مهم‌ترین مراحل بی‌حرکت‌سازی داخلی موضع شکستگی استخوان به شمار می‌رود. این فرآیند منجر به تولید حرارت در اثر عوامل تغییر شکل پلاستیک براده‌ها، وجود اصطکاک بین مته و استخوان، و همچنین وجود اصطکاک بین براده‌ها و جدار سوراخ می‌شود. بخشی از گرمای ایجاد شده در حین سوراخکاری استخوان می‌تواند از طریق جریان خون و مایعات میان بافتی پخش شده و همچنین بخشی از آن به وسیله براده‌ها به محیط خارج انتقال یابد. اما در عین حال، بخشی از حرارت از طریق انتقال حرارت رسانشی، به استخوان میزبان منتقل می‌شود. از طرفی استخوان رسانای ضعیف گرما محسوب می‌شود، به‌طوری‌که ضریب هدایت حرارتی قشر خارجی استخوان تازه، در محدوده ۰/۳۸ تا ۲/۳ W/mK گزارش شده است<sup>(۱)</sup>. این بدان مفهوم است که گرمای تولیدی در حین فرآیند، توانایی آن را ندارد که به سرعت از استخوان به محیط اطراف پراکنده شود و در نتیجه موجب افزایش دمای موضعی در محل سوراخ می‌شود. ازدیاد دما در موضع سوراخکاری، منجر به تغییر ماهیت آلکالین فسفاتاز استخوان می‌شود، که خود موجبات پدیده نکروز حرارتی و مرگ سلولی، و در نتیجه مردگی بافت استخوانی و افت استحکام مکانیکی موضع سوراخکاری را فراهم می‌آورد<sup>(۲)</sup>. این مساله در جراحی‌های ارتوپدی حائز اهمیت می‌باشد. آسیب حرارتی وارده به استخوان در موضع شکستگی، منجر به ایجاد مشکلاتی در برهم کنش بین پیچ نگه‌دارنده و استخوان می‌شود و ممکن است جوش خوردگی استخوان در جهت و زاویه مطلوب صورت نپذیرد. به دلیل وقوع پدیده نکروز حرارتی در موقع سوراخکاری، میزان عدم موفقیت کارگذاری پلاک در عمل‌های جراحی ساق پا بین ۲/۱ تا ۷/۱٪ گزارش شده است<sup>(۳،۴)</sup>.

تاثیر حرارت بر بافت استخوان وابسته به دو عامل درجه حرارت و مدت زمان مواجهه با آن دما می‌باشد. برخی از محققین، آستانه‌ای مشخص نموده‌اند که زیر آن حد، میزان تاثیر گرمایی قابل ملاحظه نیست، اما فراتر از آن حد، تخریب گرمایی سلول‌های

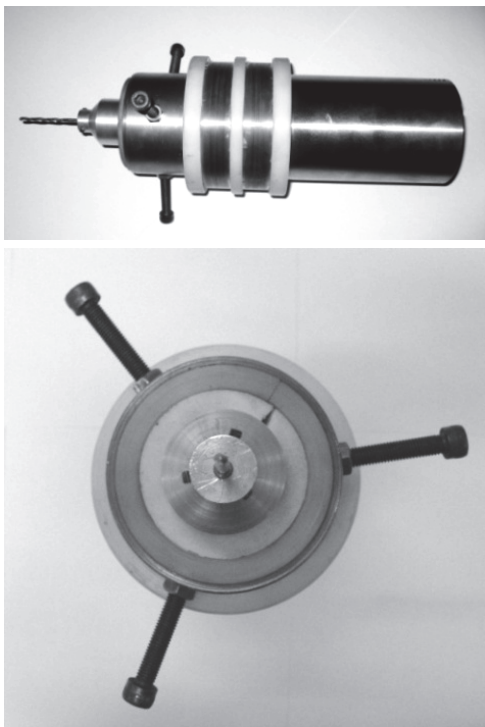
استخوانی آغاز می‌شود. این آستانه، تحمل دمای ۴۷°C برای مدت یک دقیقه می‌باشد و با افزایش هر یک درجه دمای موضع سوراخکاری به نصف تقلیل می‌یابد، به گونه‌ای که در دمای ۵۳°C این بازه زمانی به کمتر از یک ثانیه کاهش یافته و فراتر از آن دما، پدیده نکروز به صورت آنی روی می‌دهد<sup>(۳-۷)</sup>.

در سوراخکاری استخوان، عوامل متعددی بر روند ازدیاد دما تاثیر می‌گذارند، از جمله 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 تک مرحله‌ای، انجام سوراخکاری متناوب یا پیوسته، بکارگیری تکنیک‌های خنک‌کاری داخلی یا خارجی، و تاثیر خواص مکانیکی و کیفیت جنس مته انتخابی بر روی نحوه عملکرد آن<sup>(۸)</sup>. محققین زیادی درصدد به حداقل رساندن میزان تولید گرما در حین فرآیند سوراخکاری برآمده‌اند، اما هنوز توافق کامل بر روی چگونگی کاهش موثر دما صورت نپذیرفته است. «هیلاری»<sup>۲</sup> و «شعیب»<sup>۳</sup> اثرات هندسه مته و سرعت برشی را بر روی تغییرات دما مورد مطالعه قرار دادند و دریافتند که تغییر محسوسی در درجه حرارت تولیدی در ضمن سوراخکاری با مته‌های دارای زوایای راس متفاوت مشاهده نشده است، ضمن آنکه در حین استفاده از مته‌های استاندارد جراحی (با قطر ۳/۲ میلی‌متر)، به منظور حصول بهترین شرایط برش و نگهداری دماها در سطح قابل قبول، سرعت چرخشی بین ۸۰۰-۱۴۴۰ rpm را توصیه نمودند<sup>(۱)</sup>. «باچوس»<sup>۴</sup> و همکاران، اثر مقدار نیروی محوری مته را بر روی دما و مدت زمان ماندگاری در آن دما، در فرآیند سوراخکاری قشر خارجی استخوان بررسی نمودند<sup>(۲)</sup>. نتایج آنها نشان داد که با افزایش مقدار نیروی محوری اعمال شده، هر دو پارامتر حداکثر دما و مدت زمان ماندگاری در آن دما به نحو چشمگیری کاهش یافته و متعاقباً میزان گسترش نکروز گرمایی در محیط پیرامون سوراخ کاهش می‌یابد. علی‌رغم تاثیرات مثبت افزایش نیروی محوری، به دلیل احتمال گسترش ترک‌خوردگی استخوان و همچنین افزایش احتمال شکستگی

2. Hillary  
3. Shuaib  
4. Bachus

### مواد و روش‌ها

در یک مطالعه تجربی، آزمون‌های سوراخکاری با استفاده از روش سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک بر روی استخوان ران گاو انجام پذیرفت. استخوان ران گاو که بلافاصله پس از کشتار از بدن حیوان خارج شده بود، بدون جدا کردن غشاء استخوان، برای سوراخکاری انتخاب شد. سوراخکاری استخوان با مته استاندارد ارتوپدی با قطر ۳/۲ میلی‌متر و از جنس فولاد ضد زنگ 316L چرخش متناوب با سرعت کم انجام پذیرفت. دریل استفاده شده با یک نگاهدارنده دوار که قابلیت تحریک و مرتعش شدن را داشت، طراحی گردیده بود (شکل ۱).



شکل ۱. دریل دورانی - ارتعاشی

### روش کار

بخش میانی ناحیه دیاپیز استخوان ران گاو با طول تقریبی ۷۵ میلی‌متر برای آزمایش‌ها مورد استفاده قرار گرفت. ضخامت قشر بیرونی در این ناحیه حدود ۸-۷ میلی‌متر می‌باشد که پیش از اجرای آزمون‌ها، پوشش غشایی روی محل سوراخکاری از آن جدا گردید، چرا که وجود این غشا موجب بروز مشکلاتی در نحوه تخلیه براده‌ها و افزایش احتمال انسداد شیارهای مته می‌شود<sup>(۳)</sup>. سپس، نمونه‌هایی به پهنای حدود ۲۰ میلی‌متر را برش داده تا هریک به صورت جداگانه

مته در استخوان، در بکارگیری آن محدودیت وجود دارد. «آلن»<sup>۱</sup> و همکاران اهمیت سایش مته را بررسی نمودند و اظهار کردند بکارگیری مته فرسوده، به دلیل اعمال نیروهای برشی بیشتر، موجب افزایش تولید حرارت اصطکاکی، افزایش بیشتر دما، و افزایش مدت زمان ماندگاری در آن دما می‌شود. از این رو، آنها توصیه نمودند که مته‌های جراحی برای یک دوره زمانی محدود، یا برای ایجاد تعداد مشخصی سوراخ مورد استفاده قرار گیرند و سپس با مته‌های نو تعویض شوند<sup>(۱)</sup>. «کارمانی»<sup>۲</sup> تاثیر پارامترهای سوراخکاری و هندسه مته را بر میزان ازدیاد دما مورد بررسی مجدد قرار داد<sup>(۹)</sup>. «آگوستین»<sup>۳</sup> و همکاران در یک بررسی دریافتند که افزایش قطر مته و افزایش سرعت چرخشی موجب افزایش دمای استخوان می‌شود، تغییرات مختلف زاویه راس مته تغییر محسوسی در میزان ازدیاد دما ایجاد نمی‌نماید، افزایش نرخ پیشروی، دمای بیشینه را کاسته، و بکارگیری خنک‌کاری خارجی، به میزان قابل ملاحظه‌ای از دمای ایجاد شده می‌کاهد<sup>(۳)</sup>. «شکوری» و همکاران نشان دادند در فرآیند سوراخکاری معمولی (محدوده سرعت چرخشی پایین برای مته)، دمای سوراخ فراتر از حد مجاز قرار داشته و امکان پیشگیری از پدیده نکروز وجود ندارد. ضمن آنکه دریل کاری با سرعت چرخشی بالا برای مته در محدوده ۶۰۰۰-۷۰۰۰ rpm، به میزان شایان توجهی از ازدیاد دمای موضعی سوراخ و احتمال وقوع نکروز می‌کاهد<sup>(۱۲،۱۳)</sup>. با بررسی نتایج بدست آمده در این تحقیقات، ملاحظه می‌شود که روش‌های سوراخکاری متداول، قادر به حفظ دمای موضع سوراخ در محدوده مجاز نبوده و وقوع پدیده نکروز حرارتی را به دنبال دارد.

هدف این پژوهش، طراحی و ساخت ابزار ارتعاشی - دورانی و امکان‌سنجی بکارگیری ارتعاشات آلتراسونیک در حین سوراخکاری استخوان و مطالعه تغییرات دما در این فرآیند، در محیط آزمایشگاهی بود که برای نخستین بار با بکارگیری از ابزار جدید انجام گردید.

1. Allan
2. Karmani
3. Augustin

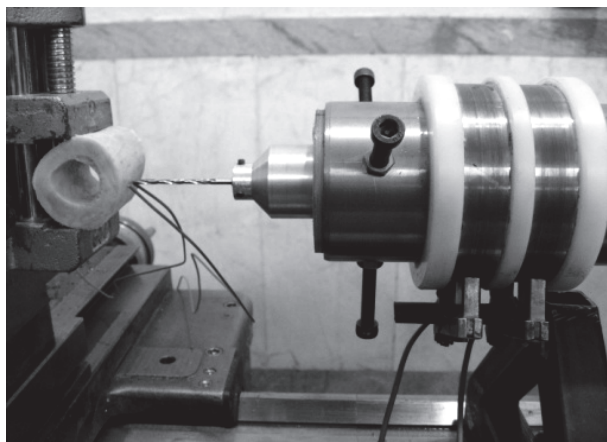
مته‌ها حداکثر برای ایجاد ۴۰ سوراخ مورد استفاده قرار گرفتند و سپس با مته جدید جایگزین شدند<sup>(۳،۶)</sup>. محدوده سرعت چرخشی و نرخ پیشروی در جدول ۱ مشخص شده است.

جدول ۱. شرایط فرآیندی تست‌های سوراخکاری

سرعت چرخشی (rpm)	نرخ پیشروی (mm/min)	قطر مته (mm)	فرکانس ارتعاش (kHz)
۲۰۰۰-۱۵۰۰-۱۰۰۰	۱۵۰-۱۰۰	۳/۲	۱۹/۷۵
۵۰۰-۷۵۰	۵۰		

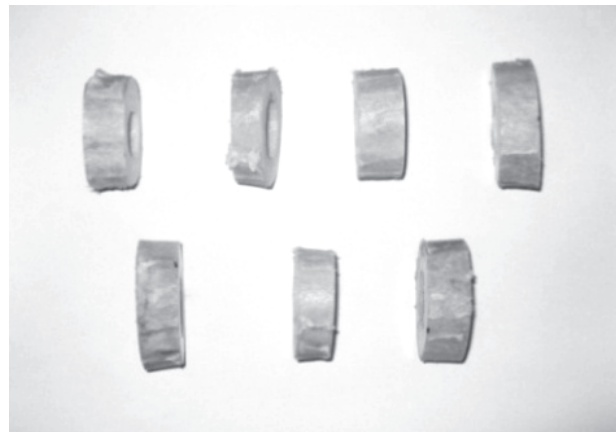
انتخاب محدوده سرعت چرخشی مته برای آزمون‌های تجربی، بر این اساس صورت گرفته که با توجه به حد ورود به ناحیه سوراخکاری سرعت بالا (۳۰۰۰ rpm)، بازه زیر این حد به عنوان ناحیه سوراخکاری معمولی لحاظ شده است<sup>(۱۱)</sup>. برای نرخ پیشروی نیز بازه توصیه شده در مراجع (۶۰-۱۰۰ mm/min) کمی گسترش یافته و حدود پایین و بالای آن به ترتیب به ۵۰ و ۱۵۰ mm/min تغییر یافته است<sup>(۹،۱۲،۱۳)</sup>.

تغییرات دما در موضع سوراخکاری به وسیله ترموکوپل‌های تماسی سیمی از نوع k-type که به کامپیوتر متصل بودند، اندازه‌گیری و ثبت شد. برای کاهش تلفات دما محل تماس توموکوپل و استخوان با خمیر رسانای گرما پوشیده شد. هر آزمایش با چرخش و نرخ پیشروی‌های متغیر حداقل ۳ سری انجام پذیرفت و میانگین دماهای ثبت شده با هم مقایسه شدند. شکل ۳ مراحل سوراخکاری را نشان می‌دهد.



شکل ۳. سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک

جهت سوراخکاری و اندازه‌گیری درجه حرارت موضع سوراخکاری مورد استفاده قرار گیرند (شکل ۲).



شکل ۲. نمونه‌های برش خورده استخوان

تمامی آزمایش‌ها، در دمای اتاق و بدون بهره‌گیری از هرگونه خنک‌کار و روان‌کار انجام شد. دمای اولیه مته و استخوان، حائز اهمیت نبودند و اختلاف دمای اتاق تا دمای بدن (۳۷°C)، تغییری در خواص استخوان و حداکثر ازدیاد دمای ایجاد شده در حین فرآیند سوراخکاری نداشت<sup>(۴)</sup>. بنابراین صرفاً مقدار ازدیاد دمای ایجاد شده ( $\Delta T$ )، مد نظر بود و سپس با انتقال مبدا اندازه‌گیری به دمای بدن، بیشینه دمای ایجاد شده با سطوح مجاز دمایی (۴۷°C) مقایسه کردند. ضمن آنکه قابل ذکر است که فاصله زمانی مناسب بین آزمایش‌ها مراعات شد تا درجه حرارت مته و استخوان، به دمای اتاق بازگردد.

نگهدارنده ابزار شامل یک ترانسدیوسر پیزوالکتریک، متمرکز کننده و بدنه خارجی بود. متمرکزکننده از جنس آلومینیوم ۷۰۷۵ انتخاب و برای فرکانس ۱۹/۷۵ کیلوهرتز طراحی شد. تحلیل مودال و تعیین ابعاد دقیق محل نقطه گره، با نرم‌افزار ANSYS انجام شد. منبع تغذیه آلتراسونیک، برق شهری با فرکانس ۵۰ هرتز را به پالس‌های الکتریکی فرکانس بالا (۱۹/۷۵ کیلوهرتز) تبدیل می‌کند. این پالس‌های الکتریکی فرکانس بالا از طریق جاروبک در تماس با کوئل مسی پیچیده شده دور بدنه خارجی، به ترانسدیوسر پیزوالکتریک هدایت می‌شود تا در آنجا به ارتعاشات مکانیکی فرکانس بالا مبدل شوند. در مرحله بعد، دامنه ارتعاش به وسیله متمرکزکننده تقویت و به مته متصل به آن منتقل می‌شود. بدنه خارجی سیستم درون سه نظام دستگاه تراش CNC مهار شده و با سرعت چرخشی مطلوب دوران می‌نماید. در نتیجه ارتعاشات ایجاد شده در مته، در جهت پیشروی آن اعمال می‌شود.

## یافته‌ها

نتایج حاصل از اندازه‌گیری دمای سوراخ در فرآیند سوراخکاری معمولی، در شکل ۴ ارائه شده است. در این شکل مشاهده می‌شود که:

- هر قدر نرخ پیشروی بالاتر باشد، میزان ازدیاد دمای موضع سوراخ پایین‌تر خواهد بود. این مساله ناشی از کاهش تماس دورانی به ازای پیشروی و کاهش میزان تولید حرارت اصطکاکی است.

- در سرعت چرخشی پایین، میزان ازدیاد دما فاصله قابل ملاحظه‌ای با حد مجاز داشته و بکارگیری سرعت چرخشی rpm ۱۰۰۰-۵۰۰ به دلیل وقوع حتمی نکروز توصیه نمی‌شود.

- با افزایش سرعت چرخشی مته به rpm ۱۵۰۰، میزان ازدیاد دما برای نرخ‌های پیشروی ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min کاهش و برای ۵۰ mm/min افزایش می‌یابد.

- از ۱۵۰۰ تا ۲۰۰۰ rpm روند کاهش دما برای هر ۳ نرخ پیشروی از سر گرفته شده و منجر به حصول حداقل افزایش دمای موضع سوراخکاری در دور rpm ۲۰۰۰ و پیشروی ۱۵۰ mm/min (۱۹/۹°C) می‌شود.

نتایج حاصل از اندازه‌گیری دمای سوراخ در فرآیند سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک، در شکل ۵ ارائه شده است و ملاحظه می‌شود که:

- در سرعت چرخشی پایین، افزایش دمای این روش، بیش از روش سوراخکاری معمولی می‌باشد.

- با افزایش سرعت چرخشی مته به rpm ۱۰۰۰، میزان ازدیاد دما برای هر ۳ نرخ پیشروی تقلیل یافته و منجر به دستیابی به حداقل افزایش دمای این فرآیند (۲۱°C) می‌شود.

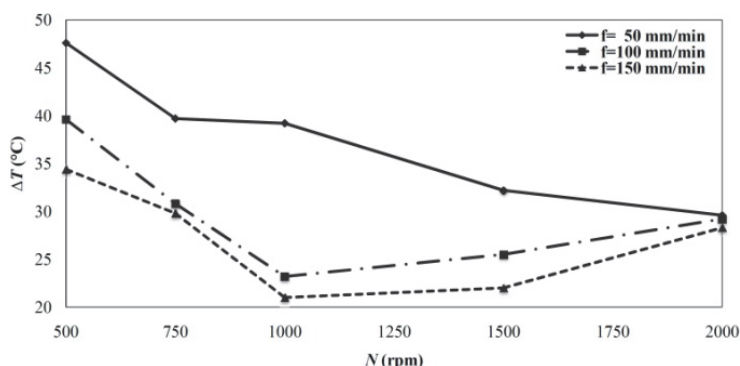
- از ۱۵۰۰ تا rpm ۲۰۰۰ دمای سوراخ روندی صعودی به خود گرفته و نهایتاً در دور rpm ۲۰۰۰، تمامی نرخ‌های پیشروی، منجر به ایجاد افزایش دما در حدود ۲۹°C می‌شود (۲۹/۶-۲۸/۳°C).

## بحث

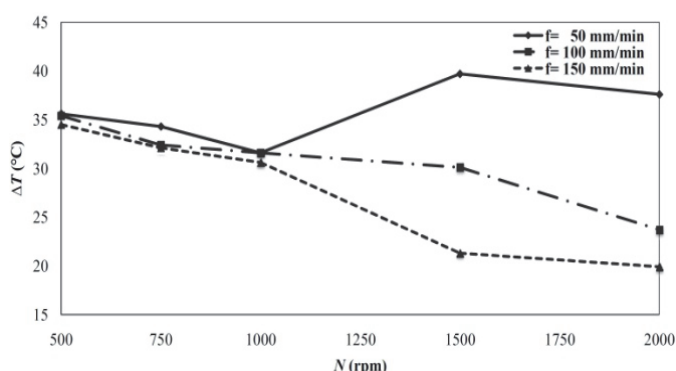
در فرآیندهای سوراخکاری معمولی استخوان، براده‌های ماریچی شکل تشکیل می‌شوند که موجب سایش سطح و انسداد شیارهای مته می‌شوند. تشکیل براده‌های ماریچ و بلند، موجب افزایش انرژی مخصوص برش و نیروی ماشینکاری می‌شود. عامل مهم تولید گرمای زیاد در این نوع فرآیند، بالا بودن میزان نیروهای ماشینکاری، زیاد بودن مقدار اصطکاک بین براده و سوراخ و خروج آرام و پیوسته براده می‌باشد.

در بررسی حرارت در سوراخکاری با «ارتعاشات آلتراسونیک» می‌بایست نکات ذیل مدنظر قرار گیرد:

الف) در حین دوران مته و برش استخوان، ارتعاشات محوری در جهت پیشروی مته اعمال می‌شود. تاثیر ارتعاش بر عملکرد مته بدین صورت است که حرکت نوسانی آن به دو مرحله رفت و برگشت قابل تقسیم است: ۱) در مرحله رفت، ارتعاش مثبت است و به حرکت پیشروی افزوده شده و زاویه براده موثر نسبت به زاویه براده مته افزایش می‌یابد. افزایش زاویه براده، توام با ایجاد ترک‌های



شکل ۵. نمودار سرعت چرخشی - افزایش دمای موضع سوراخکاری در حالت ارتعاش با فرکانس ۱۹/۷۵ kHz



شکل ۴. نمودار سرعت چرخشی مته-افزایش دمای موضع سوراخکاری (سوراخکاری معمولی)

نتیجه بسیار مهم دیگری که از شکل ۵ استنباط می‌شود، این است که در فرآیند سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک و در دور ۲۰۰۰ rpm، در تمامی حدود پایینی، میانی و بالایی نرخ پیشروی (۵۰-۱۵۰ mm/min)، منجر به افزایش درجه حرارت مشابهی می‌شود (حدود ۲۹°C) و نسبت به نرخ پیشروی مستقل بوده و بدون توجه به نرخ پیشروی همواره تغییر دمای مشابهی را ایجاد خواهد نمود (حدود ۲۹°C). این امتیاز بسیار مهمی محسوب می‌شود، چرا که فرآیند را از کنترل نرخ پیشروی بی‌نیاز نموده و به سهولت در اتاق عمل قابل اجرا می‌باشد، بر خلاف سایر روش‌های سوراخکاری که در آنها دستیابی به دمای کمینه موضع سوراخ، مستلزم کنترل و تنظیم نرخ پیشروی می‌باشد. مقایسه حداقل و حداکثر ازدیاد دمای ثبت شده در «سوراخکاری ارتعاشی» با دستاوردهای محققان مختلف در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۲. مقایسه ازدیاد دمای موضع سوراخکاری با سایر تحقیقات

محقق	فرآیند	نمونه	ازدیاد دما (°C)	سرعت مته (rpm)
«هیلاری» و «شعب» <sup>(۳)</sup>	معمولی	گاو	۱۰۲-۱۱۷	۴۰۰-۲۰۰۰
«هیلاری» و «شعب» <sup>(۳)</sup>	معمولی	انسان	۶۸-۸۰	۴۰۰-۲۰۰۰
«باچوس» و همکاران <sup>(۳)</sup>	معمولی	گاو	۳۵-۶۸	۸۲۰
«آگوستین» و همکاران <sup>(۳)</sup>	معمولی	خوک	۳۱/۶-۴۰/۸	۱۸۸-۱۸۲۰
* «شکوری» و همکاران <sup>(۱۲،۱۳)</sup>	معمولی	گاو	۲۳/۷-۳۵/۴	۵۰۰-۲۰۰۰
* «شکوری» و همکاران <sup>(۱۲،۱۳)</sup>	سرعت بالا	گاو	۲۱/۵-۴۰/۸	۳۰۰۰-۱۸۰۰۰
* «شکوری» و همکاران <sup>(۱۲،۱۳)</sup>	ارتعاشی	گاو	۲۳/۲-۳۹/۶	۵۰۰-۲۰۰۰

\* برای نرخ پیشروی ۱۰۰ mm/min

شایان ذکر است که با فرض دمای ۳۷°C برای دمای بدن و با احتساب دمای ۴۷°C برای آستانه دمایی وقوع نکروز، میزان مجاز ازدیاد دما حدود ۱۰°C خواهد بود. در تمامی موارد، سوراخکاری معمولی منجر به افزایش قابل ملاحظه دما در محل سوراخ شده است که وقوع پدیده نکروز را اجتناب‌ناپذیر می‌نماید. در فرآیند سوراخکاری سرعت بالا در تحقیق «شکوری» و همکاران حداقل افزایش دمای ثبت شده حدود ۲۳/۷°C بود در حالی که در تحقیق حاضر حداقل میزان افزایش دمای ثبت شده ۲۱/۵°C بود که نسبت به سایر تحقیقات دمای پایین‌تری بوده و در نرخ پیشروی mm/min ۱۰۰ قابل حصول می‌باشد.

ریز در استخوان به دلیل ارتعاش نوک ابزار، سبب کاهش اندازه براده، کاهش نیروی شکل‌گیری براده و کاهش نیروهای ماشین‌کاری می‌شود؛ ۲) در مرحله برگشت، ارتعاش منفی است و از حرکت پیشروی کسر می‌شود و زاویه براده موثر نسبت به زاویه براده مته کاهش می‌یابد، در حالی که زاویه آزاد موثر در مقایسه با زاویه آزاد مته افزایش می‌یابد. در نتیجه میزان چسبندگی براده به مته و اصطکاک روی ابزار کاهش می‌یابد. پس این عامل نیز به کاهش نیروهای ماشین‌کاری منجر می‌شود.

ب) اعمال ارتعاش با فرکانس حدود ۲۰ کیلوهرتز به ابزار، به تنهایی موجب مالش ارتعاشی مته به جدار سوراخ و تولید حرارت می‌شود.

پ) افزایش سرعت چرخشی مته، موجب افزایش تعداد دوران و تماس به ازای پیشروی و در نتیجه موجب ایجاد گرمای مالشی می‌شود.

با افزایش دور ابزار و اعمال همزمان ارتعاش به آن، نیروی سوراخکاری به میزان قابل ملاحظه‌ای کاهش یافته که این شرایط منجر به دستیابی به حداقل ازدیاد دمای این روش در دور ۱۰۰۰ rpm می‌شود. در دور ۱۵۰۰ rpm، به علت افزایش دور و ازدیاد اصطکاک مالشی، میزان نیروها روند صعودی به خود گرفته و دما برای پیشروی‌های ۱۰۰-۱۵۰ mm/min افزایش می‌یابد. البته برای پیشروی ۵۰ mm/min، دما همچنان کاهش می‌یابد.

در دور ۲۰۰۰ rpm، روند صعودی دما برای پیشروی‌های ۵۰ mm/min و ۱۰۰-۱۵۰ mm/min و روند نزولی برای پیشروی ۵۰ mm/min تداوم داشته و منجر بدان می‌شود که هر ۳ نرخ پیشروی تقریباً ازدیاد دمای یکسانی را ایجاد نمایند (حدود ۲۹°C).

با مبنا قرار دادن پیشروی ۱۰۰ mm/min می‌توان نتیجه گرفت سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک در دور ۱۰۰۰ rpm، منجر به ایجاد افزایش دمای ۲۳/۳°C می‌شود که کمتر از حداقل افزایش درجه حرارت نرخ پیشروی در فرآیند سوراخکاری معمولی می‌باشد (دمای ۲۳/۷°C در دور ۲۰۰۰ rpm) و بکارگیری این شیوه، آسیب حرارتی کمتری را در موضع استخوان ایجاد می‌کند. این در شرایطی است که پیشروی مته در استخوان، به وسیله ربات یا سایر سیستم‌های کنترلی صورت پذیرد.

از محدودیت‌های این تحقیق می‌توان به کم بودن نمونه‌ها و تست کردن آن فقط در یک نمونه حیوانی اشاره نمود. استفاده همزمان از یکی از دریل‌های معمول مورد استفاده در ارتوپدی و مقایسه آن با یافته‌های دریل طراحی شده و همچنین ناکامل بودن دریل برای استفاده روتین در اعمال جراحی ارتوپدی را نیز می‌توان نام برد.

### نتیجه‌گیری

اعمال ارتعاشات آلتراسونیک در دریل کردن سوراخ در استخوان گاو و در صورت استفاده از سرعت چرخشی ۱۰۰۰ rpm و نرخ پیشروی ۱۰۰ mm/min می‌تواند دمای کمتری در استخوان ایجاد نموده و احتمال نکروز را کاهش دهد. در سرعت چرخشی ۲۰۰۰ rpm نرخ‌های پیشروی در این نوع سوراخکاری دمای مشابهی ایجاد نموده و نیازمند کنترل پیشروی نمی‌باشد.

با در نظر گرفتن محدوده دمای بدست آمده برای سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک، می‌توان دریافت که حداقل میزان افزایش دمای ثبت شده برای این فرآیند (۲۳/۲°C)، درجه حرارت کمتری نسبت به فرآیند سوراخکاری معمولی بوده و از این ویژگی برخوردار است که در صورت اجرای فرآیند در سرعت چرخشی ۲۰۰۰ rpm، نتایج به نرخ پیشروی وابسته نمی‌باشند. ضمن آنکه در صورت اجرای آزمون بر روی استخوان انسان، به دلیل برخورداری از تراکم کمتر مواد معدنی و استحکام مکانیکی پایین‌تر نسبت به استخوان گاو، قطعاً دمای بدست آمده، فاصله کمتری با آستانه وقوع نکروز خواهد داشت و شرایط مطلوب‌تر خواهد بود. این ایده در مورد استفاده از مته ارتعاشی و دورانی کاملاً جدید است و نویسندگان در مقالات انگلیسی زبان سابقه‌ای از استفاده آن را پیدا نکردند.

### References

1. Hillery MT, Shuaib I. Temperature Effects in the Drilling of Human and Bovine Bone. *J Mat Proc Tech.* 1999;92-93:302-8.
2. Bachus KN, Mateehew TR, Hutchinson DT. The Effects of Drilling Force on Cortical Temperature and Their Duration: an in Vitro Study. *Med Engin Physics.* 2000;22:685-91.
3. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedin DS, Antabak A. Thermal Osteonecrosis and Bone Drilling Parameters Revisited. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128:71-77.
4. Augustin G, Davila S, Udiljak T, Vedin DS, Bagatin D. Determination of Spatial Distribution of Increase in Bone Temperature During Drilling by Infrared Thermography: Preliminary Report. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2009;129:703-9.
5. Davidson SRH, James DF. Drilling in Bone: Modeling Heat Generation and Temperature Distribution. *J Biomech Engin.* 2003;125:305-14.
6. Allan W, Williams ED, Kerawala CJ. Effects of Repeated Drill Use on Temperature of Bone During Preparation for Osteosynthesis Self-Tapping Screws. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 43:314-9.
7. Cem Sener B, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of Irrigation on Heat Control in Vitro at Different Drilling Depths. *Clin Oral Impl Res.* 2009;20:294-8.
8. Alam k, Mitrofanov AV, Silberschmidt, VV. Measurements of Surface Roughness in Conventional and Ultrasonically Assisted Bone Drilling. *Am J Biomed Sci.* 2009;1:312-20.
9. Karmani S. the Thermal Properties of Bone and the Effects of Surgical Intervention. *Curr Orthop.* 2006; 20:52-8.
10. Udiljak T, Ciglar D, Skoric S, Investigation into Bone Drilling and Thermal Bone Necrosis. *Adv Pro Engin Manag.* 2007;2:103-112.
11. Augustin G, Zigman T, Davila S, Udiljak T, Stareski T, Brezak D, Babic S, Cortical Bone Drilling and Thermal Osteonecrosis. *Clin Biomech.* 2012;27:313-25.
12. Shakouri E, Sadeghi MH, Soleimanimehr H, Effect of Drill Speed in Thermal Necrosis of Bone. *Iran J Orthop Surg.* 2013;42:32-9.
13. Shakouri E, Sadeghi MH, Maerefat M, Experimental Investigation of Thermal Necrosis in Conventional and High Speed Drilling of Bone. *Mod Mech Engin.* 2013;10:105-17.