مجله مهندسی مکانیک مدرس، شهریور ۱۳۹۳، دوره ۱٤، شماره ۶، ص‌ص ۱۹٤-۲۰۰

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

بررسی تجربی و تحلیلی نیرو در فرآیند سوراخکاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک

احسان شکوری[۱]، محمدحسین صادقی[۲]، مهدی معرفت[۳*]، محمدرضا کرفی[۴]، مهدی معمارپور[۵]

۱- دانشجوی دکترای مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
۲- استاد مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
۳- دانشیار مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
۴- استادیار مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
۵- کارشناس ارشد مهندسی صنایع، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
* تهران، صندوق پستی ۱۴۱۱۵-۱۴۳، maerefat@modares.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: ۱۸ فروردین ۱۳۹۳
پذیرش: ۱۱ خرداد ۱۳۹۳
ارائه در سایت: ۲۲ تیر ۱۳۹۳

کلید واژگان:
استخوان
نکروز حرارتی
ارتعاشات آلتراسونیک
نیروی محوری

چکیده

عارضه شکستگی استخوان در پزشکی که ناشی از عوامل سانحه، کهولت سن و بیماری می‌باشد، از همان زمان که بشر شروع به کار و فعالیت نموده، وجود داشته است. فرآیند سوراخکاری استخوان، مرحله مهمی از بی‌حرکت‌سازی داخلی در عمل جراحی ارتوپدی محسوب می‌شود. نیروی مورد نیاز جهت تشکیل براده در فرآیند سوراخکاری، منجر به تولید حرارت در موضع سوراخ و وقوع پدیده نکروز حرارتی می‌گردد. تحقیق حاضر به‌صورت تجربی تاثیر ارتعاشات آلتراسونیک بر روی نیروی محوری در فرآیند سوراخکاری استخوان ران گاو را مورد مطالعه قرار داده است. این روش مبتنی بر اعمال ارتعاشات فرکانس بالا و دامنه پایین در جهت پیشروی ماشینکاری بوده و قادر است، با گسترش ترک‌های ریز در استخوان و کاهش اصطکاک، موجب کاهش نیروهای برشی شده و همچنین سرعت تخلیه براده را افزایش داده که این عوامل در مجموع منجر به کاهش نیروهای سوراخکاری می‌شوند. نتایج تجربی نشان می‌دهند که فرآیند سوراخکاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک نیروی محوری کمتری نسبت به فرآیند سوراخکاری معمولی ایجاد می‌نماید و سرعت چرخشی ۱۰۰۰ rpm، سرعت بهینه برای دستیابی به حداقل نیروی محوری برای تمامی نرخ‌های پیشروی می‌باشد. ضمن آنکه، به‌علت عدم وابستگی نیرو به مقدار نرخ پیشروی در این سرعت، قابل استفاده در عمل‌های جراحی ارتوپدی می‌باشد.

Experimental and analytical investigation of thrust force in ultrasonic assisted drilling of bone

Ehsan Shakouri[1], Mohammad Hossein Sadeghi[2], Mehdi Maerefat[3*], Mohammad Reza Karafi[4], Mehdi Memarpour[5]

1- Department of Mechanical Engineering, TarbiatModares University, Tehran, Iran
2- Department of Mechanical Engineering, TarbiatModares University, Tehran, Iran
3- Department of Mechanical Engineering, TarbiatModares University, Tehran, Iran
4- Department of Mechanical Engineering, TarbiatModares University, Tehran, Iran
5- Department of Industrial Engineering, TarbiatModares University, Tehran, Iran
*P.O.B. 14115-143 Tehran, maerefat@modares.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 07 April 2014
Accepted 01 June 2014
Available Online 13 July 2014

Keywords:
Bone
Thermal Necrosis
Ultrasonic Vibration
Thrust Force

ABSTRACT

The problem of bone fracture in medicine due to an accident, aging or diseases, has existed from times when humans started to work and activity. The process of bone drilling is an essential part of internal immobilization in orthopaedic and trauma surgery. The force required to chip formation in drilling process, resulting in heat generation in drill site that leads to the occurrence of thermal necrosis. This research experimentally investigates the effect of ultrasonic vibration on thrust force in drilling of bovine femur bone. This method induces high-frequency and law-amplitude vibration in the feed direction during cutting, and has the potential to spread tiny cracks in bone and decrease friction leading to reduce of cutting forces and also increase the speed of chip disposal leading to reduction of machining forces, totally. Experimental results demonstrate that ultrasonic assisted drilling of bone produces fewer thrust force than conventional drilling and rotational speed of 1000 rpm is the optimal speed to achieve at minimum thrust force for all feed rates. Moreover, this method is due to the force independence of the feed rate in the rotational speed of 1000 rpm, is applicable in orthopedic surgery.

۱- مقدمه

ثابت کردن داخلی موضع شکستگی در جراحی ارتوپدی مبتنی بر سوراخکاری استخوان می‌باشد. در حین این فرآیند، تغییر شکل پلاستیک براده‌ها، وجود اصطکاک بین مته و استخوان، و همچنین وجود اصطکاک بین براده‌ها و جدار سوراخ منجر به تولید گرما در موضع سوراخکاری می‌شود. بخشی از گرمای ایجاد شده در حین فرآیند سوراخکاری استخوان می‌تواند به‌وسیله جریان خون

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:

E. Shakouri, M.H. Sadeghi, M. Maerefat, M.R. Karafi, M. Memarpour, Experimental and analytical investigation of thrust force in ultrasonic assisted drilling of bone, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 6, pp. 194-200, 2014 (In Persian)

و مایعات میان‌بافتی پخش شده و همچنین بخشی از آن به‌وسیله براده‌ها به محیط خارج انتقال یابد. اما، در عین حال، مقداری از حرارت، از طریق انتقال گرمای رسانشی، به استخوان میزبان منتقل می‌شود. از طرفی استخوان رسانای ضعیف گرما محسوب می‌شود، به‌طوری که ضریب هدایت حرارتی قشر خارجی استخوان تازه در محدوده ۰/۳۸ تا ۲/۳ W/mK گزارش شده است[۱]. 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[۲]. این مساله در جراحی‌های ارتوپدی حائز اهمیت می‌باشد، چرا که در مراحل بعد، پیچ‌های خودکار درون این سوراخ‌ها جای خواهند گرفت تا پلاک، سیم و سایر تجهیزات مهارکننده شکستگی را نگه دارند. آسیب حرارتی وارده به استخوان در موضع شکستگی منجر به ایجاد مشکلاتی در برهم‌کنش بین پیچ نگه‌دارنده و استخوان می‌شود و نهایتاً جوش‌خوردگی استخوان در جهت و زاویه مطلوب صورت نخواهد پذیرفت. بنابراین، به‌دلیل فوق می‌بایست جوانب احتیاط جهت به‌حداقل رسانیدن میزان ازدیاد دما در موضع سوراخکاری مد نظر قرار گیرد. شایان ذکر است که میزان عدم موفقیت کاشت پلاک در عمل‌های جراحی ساق پا بین ۲/۱ تا ۷/۱٪ گزارش شده است [۴،۳].

با توجه به ارتباط مستقیم بین میزان نیروهای ماشینکاری و حرارت ایجاد شده در سیستم، هر اندازه که نیروهای فرآیند سوراخکاری استخوان بالاتر باشد، گرمای تولیدی در موضع سوراخکاری نیز بیشتر خواهد بود. 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. آزمون‌های صورت گرفته بر روی نمونه‌های استخوان نشان داده‌اند که به‌ازای هر یک درجه سلسیوس افزایش دما، مدت زمان قابل تحمل برای مواجهه با آن دما با نمای ۲ کاهش می‌یابد؛ بدین مفهوم که اگر مدت زمان قابل تحمل برای استخوان در دمای $47^{\circ}C$، حدود یک دقیقه باشد، این زمان با افزایش دمای موضع سوراخکاری به $48^{\circ}C$ به ۳۰ ثانیه تقلیل می‌یابد. این رابطه نشان می‌دهد که زمان مواجهه، با افزایش دما به‌سرعت کاهش می‌یابد، به‌گونه‌ای که در دمای $53^{\circ}C$ این بازه زمانی به کمتر از یک ثانیه تقلیل یافته و فراتر از آن دما، پدیده نکروز به‌صورت آنی روی می‌دهد[۳-۷].

بنابراین، می‌بایست با اتخاذ روش‌های موثر، میزان آسیب حرارتی وارده به استخوان در حین فرآیند سوراخکاری به حداقل برسد. محققین بسیاری درصدد به حداقل رسانیدن میزان تولید گرما در حین فرآیند سوراخکاری برآمده‌اند، اما هنوز هم توافق کاملی بر روی چگونگی کاهش موثر میزان ازدیاد دما صورت نپذیرفته است.

عوامل متعددی در حین فرآیند سوراخکاری استخوان بر روند ازدیاد دما تاثیرگذارند، ازجمله کیفیت و خواص استخوان، هندسه مته، عمق سوراخ، میزان تیز بودن ابزار برشی، سرعت سوراخکاری، فشار عمودی وارده به مته، اجرای سوراخکاری به‌صورت تدریجی یا تک‌مرحله‌ای، انجام سوراخکاری متناوب یا پیوسته، به‌کارگیری تکنیک‌های خنک‌کاری داخلی یا خارجی، و تاثیر خواص مکانیکی و کیفیت جنس مته انتخابی بر روی نحوه عملکرد آن[۶]. تحقیقات منتشر شده در زمینه سوراخکاری استخوان، تاثیرات گوناگون پارامترهای فرآیند سوراخکاری را مورد بررسی قرار داده‌اند. هیلاری و شعیب اثرات هندسه مته و سرعت برشی را بر روی تغییرات دما مورد مطالعه قرار داده‌اند[۱]. نتایج آنها نشان داده است 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 mm)، به منظور حصول بهترین شرایط برش و نگهداری دماها در سطح قابل قبول، سرعت چرخشی بین ۱۴۴۰-۸۰۰ rpm را توصیه نموده‌اند. باچوس 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 نموده‌اند[۲]. نتایج آنها موید این مطلب است که با افزایش مقدار نیروی محوری اعمال شده، هر دو پارامتر حداکثر دما و مدت زمان ماندگاری در آن دما به نحو چشمگیری کاهش می‌یابند، که متعاقباً میزان گسترش نکروز گرمایی در محیط پیرامون سوراخ کاهش خواهد یافت. علی‌رغم تاثیرات مثبت افزایش نیروی محوری، به‌دلیل احتمال گسترش ترک‌خوردگی استخوان و همچنین افزایش احتمال شکستگی مته در استخوان، در به‌کارگیری آن محدودیت وجود دارد. آگوستین و همکاران در یک کار پژوهشی دریافته‌اند 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 به‌کارگیری خنک‌کاری خارجی، به میزان قابل ملاحظه‌ای از دمای بیشینه ایجاد شده می‌کاهد[۳].

در تحقیقی دیگر، آگوستین و همکاران، توزیع فضایی حرارت تولیدی در حین فرآیند سوراخکاری استخوان را با استفاده از ترموگرافی مادون قرمز مورد بررسی قرار دادند[۴]. نتایج آنها این واقعیت را آشکار می‌سازد 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 و دانسیته بهره می‌برد. دیویدسون و جیمز مدلی ترمومکانیکی مبتنی بر تئوری ماشینکاری، جهت پیش‌بینی میزان ازدیاد دما و آسیب گرمایی وارده به استخوان در حین فرآیند سوراخکاری را ارائه نموده‌اند[۵]. اهمیت سایش مته در فرآیند سوراخکاری استخوان، از سوی آلان و همکاران مورد توجه قرار گرفته است و از آنجا که به‌کارگیری مته فرسوده، اعمال نیروهای برشی بیشتری را می‌طلبد، لذا موجب افزایش تولید حرارت اصطکاکی، افزایش میزان ازدیاد دما و مدت زمان ماندگاری در آن دما می‌شود. از این رو، آن‌ها توصیه نموده‌اند که مته‌های جراحی برای یک دوره زمانی محدود، یا برای ایجاد تعداد مشخصی سوراخ مورد استفاده قرار گرفته و پس از آن با مته‌های نو تعویض شوند[۶]. در تحقیقات دیگری، که به منظور بررسی تاثیر به‌کارگیری سیال خنک‌کار صورت پذیرفته، نشان داده شده که استفاده از آن به‌طور قابل ملاحظه‌ای از ازدیاد دما در حین سوراخکاری می‌کاهد، اما، برخلاف سایر فرآیندهای ماشینکاری، در فرآیند سوراخکاری استخوان استفاده از سیال خنک‌کار مجاز نمی‌باشد، چرا که کاربرد هرگونه خنک‌کار و روان‌کار، موجب افزایش احتمال بروز عفونت در موضع سوراخکاری و به خطر افتادن سلامت بیمار می‌شود. به‌عنوان مثال، سِم-سِنِر و همکاران نشان داده‌اند در فرآیند سوراخکاری استخوان آرواره گاو، بخش عمده حرارت تولیدی در ناحیه سطحی متمرکز شده است تا در ناحیه عمق حفره ایجاد شده، و این حرارت به نحو موثری با به‌کارگیری مایع خنک‌کار از سیستم خارج می‌شود و دما از سطح مجاز فراتر نمی‌رود[۷]. دیویدسون و جیمز، اندازه‌گیری ضریب هدایت گرمایی استخوان گاو را مورد مطالعه قرار داده و به این نتیجه دست یافته‌اند که استخوان را به‌لحاظ خواص گرمایی می‌توان

همسانگرد تصور نمود[۸]. کارمانی تاثیرات پارامترهای سوراخکاری و هندسه مته را بر میزان ازدیاد دما مورد بررسی مجدد قرار داده است[۹]. یودیلجاک و همکاران افزایش دما در فرآیند سوراخکاری استخوان را در چندین نقطه پراکنده از محدوده سرعت‌های برشی مورد اندازه‌گیری قرار داده‌اند و چنین نتیجه گرفته‌اند: الف) در فرآیند سوراخکاری معمولی، افزایش سرعت چرخشی منجر به افزایش درجه حرارت می‌شود، ب) در فرآیند سوراخکاری سرعت بالا، پس از گذار از بازه سرعت‌های معمولی و ورود به ناحیه سرعت بالا، افزایش بیشتر سرعت برشی تاثیر شایانی بر میزان ازدیاد دما ندارد، ج) سوراخکاری سرعت بالا، میزان ازدیاد دمای نسبتاً کمتری نسبت به سوراخکاری معمولی ایجاد می‌نماید، ولی باز هم قادر نیست که مقدار دمای بیشینه را به زیر سطح مجاز آن تنزل دهد[۱۰]. آگوستین و همکاران، در یک تحقیق مروری، سوراخکاری استخوان و پدیده نکروز گرمایی را مورد بررسی مجدد قرار داده‌اند[۱۱]. کاراکا و همکاران مطالعاتی را بر روی استخوان انسان انجام داده و مشاهده کرده‌اند که با افزایش سرعت چرخشی یا کاهش نرخ پیشروی و نیروی اعمالی، میزان ازدیاد دما افزایش می‌یابد[۱۲]. لی و همکاران، در یک کار تحقیقاتی، یک مدل دمایی جدید برای سوراخکاری استخوان[۱۳] و در پژوهشی دیگر، یک مدل مکانیستیک به منظور پیش‌بینی نیروی محوری و گشتاور پیچشی در فرآیند سوراخکاری استخوان[۱۴] ارائه نموده‌اند.

سوراخکاری معمولی نیروهای برشی بالایی را ایجاد نموده که موجب افزایش دمای موضع سوراخکاری می‌شود. روش‌های متعددی جهت کاهش این نیروهای برشی و گرمای تولیدی ناشی از آن وجود دارد. این روش‌ها شامل به‌کارگیری سیال خنک‌کار در موضع سوراخکاری، افزایش نرخ پیشروی به منظور کاهش زمان ماشینکاری، اجرای سوراخکاری سرعت بالا و همچنین اعمال ارتعاشات آلتراسونیک در حین فرآیند سوراخکاری می‌باشند. پیش از این اشاره شد که به‌دلیل افزایش احتمال عفونت، امکان به‌کارگیری سیال خنک‌کار و به دلایل گسترش ترک در موضع شکستگی و همچنین احتمال شکستگی مته در استخوان، قابلیت استفاده از نرخ پیشروی بالا وجود ندارد[۳،۷]. شکوری و همکاران نیز در فرآیند سوراخکاری سرعت بالای استخوان (تا سرعت چرخشی ۱۸۰۰۰ rpm) نشان داده‌اند که با افزایش قابل توجه سرعت برشی و گذار از محدوده سوراخکاری معمولی، علی‌رغم کاهش شایان توجه مقدار نیروی محوری، افزایش درجه حرارت در موضع سوراخکاری روندی صعودی داشته و صرفاً در محدوده ۶۰۰۰-۷۰۰۰ rpm می‌توان از وقوع پدیده نکروز جلوگیری نمود که این به‌دلیل افت ناگهانی نیروی ماشینکاری در محدوده مذکور می‌باشد[۱۶،۱۵].

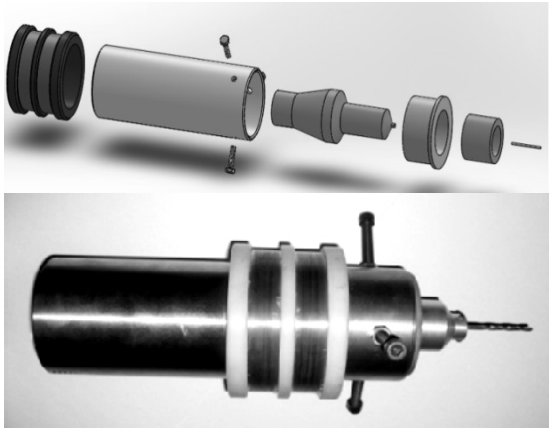
این وضعیت، محققان را بر آن داشته تا روش‌های نوین را با ماشینکاری سنتی تلفیق نماید تا بدین وسیله شرایط فرآیندی را در راستای مطلوب بهبود دهند و از میزان نیروهای ماشینکاری بکاهند. یکی از این روش‌ها، ماشینکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک می‌باشد. این شیوه فرآیندی است که در آن ارتعاشات با فرکانس بالا (حدود ۲۰ kHz) و دامنه پایین (۴۰-۱۵ µm) در جهت پیشروی مته اعمال می‌شود. در این زمینه، عَلَم و همکاران، ارتعاشات آلتراسونیک در جهت پیشروی مته را به فرآیند سوراخکاری استخوان افزودند و تاثیر آن را بر روی پارامتر زبری سطح مورد مطالعه قرار دادند. نتایج آن‌ها نشان داد که سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک، این ویژگی را دارد که سطح صافتری را نسبت به سوراخکاری معمولی فراهم می‌آورد[۱۷]. در پژوهشی دیگر، که توسط عَلَم و همکاران صورت پذیرفته، نشان داده شده است که به‌کارگیری ارتعاشات آلتراسونیک در فرآیند سوراخکاری استخوان گاو، موجب کاهش نیروی محوری و گشتاور پیچشی در مقایسه با سوراخکاری معمولی می‌شود[۱۸]. خادمی و همکاران سوراخکاری معمولی و آلتراسونیک استخوان را در یک نرخ پیشروی ثابت و در چندین سرعت برشی مورد مطالعه قرار دادند و به این نتیجه دست یافتند که سوراخکاری ارتعاشی، نیروی محوری کمتری نسبت به روش معمولی ایجاد نموده و میزان افزایش دمای سوراخ سوراخکاری ارتعاشی در سرعت‌های برشی پایین، کمتر و در سرعت‌های بالا، بیش از روش معمولی می‌باشد[۱۹]. لیااو و همکاران، در تحقیقی که با روش فوق بر روی سوپرآلیاژ اینکونل ۷۱۸ انجام دادند، کاهش سایز براده، مقدار نیروی محوری و گشتاور و همچنین تاثیر مستقیم فرکانس و معکوس دامنه ارتعاش را مشاهده نمودند[۲۰]. چانگ و بون نشان داده‌اند که اعمال ارتعاش در جهت پیشروی مته در سوراخکاری آلتراسونیک آلومینیوم 6061-T6، منجر به کاهش نیروهای ماشینکاری می‌شود[۲۱]. پوژانا و همکاران در فرآیند سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلیاژ Ti6Al4V به این نتیجه دست یافته‌اند که این فرآیند، در مقایسه با سوراخکاری معمولی، نیروی محوری کمتر و دمای موضعی بیشتری را ایجاد می‌نماید[۲۲]. ضمن آنکه افزایش دامنه ارتعاش، منجر به کاهش بیشتر نیرو و افزایش بیشتر دما می‌شود.

هدف پژوهش حاضر، مطالعه تجربی و تحلیلی نیروی محوری در فرآیند سوراخکاری آلتراسونیک استخوان، یافتن شرایط فرآیندی بهینه به منظور دستیابی به حداقل مقدار نیروی محوری جهت پیشگیری از نکروز حرارتی و ارائه مدلی آماری به منظور پیش‌بینی نیرو در فرآیند مذکور می‌باشد.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- ساخت ابزار سوراخکاری ارتعاشی- دورانی

به منظور مطالعه سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک، یک نگهدارنده دوار ابزار که قابلیت تحریک و مرتعش شدن را دارد، طراحی و ساخته شده است (شکل ۱). نگهدارنده ابزار شامل یک ترانسدیوسر پیزوالکتریک، متمرکزکننده و بدنه خارجی می‌باشد. جنس متمرکزکننده از آلومینیوم ۷۰۷۵ انتخاب شده و برای فرکانس ۱۹/۷۵ kHz طراحی شده است. آنالیز مودال متمرکزکننده و تعیین ابعاد دقیق محل نقطه گره آن، توسط نرم‌افزار انسیس صورت پذیرفته است. یک منبع تغذیه آلتراسونیک، برق شهری با فرکانس ۵۰ Hz را به پالس‌های الکتریکی فرکانس بالا (۱۹/۷۵ kHz) برای ورود به ترانسدیوسر تبدیل می‌نماید. این پالس‌ها از طریق جاروبک در تماس با کویل مسی پیچیده شده به دور بدنه خارجی، به ترانسدیوسر پیزوالکتریک هدایت شده تا در آنجا به ارتعاشات مکانیکی فرکانس بالا مبدل شوند. در مرحله بعد، دامنه ارتعاش به‌وسیله متمرکزکننده تقویت شده و به مته متصل به آن منتقل می‌شود.



شکل ۱ تجهیزات سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک

بدنه خارجی سیستم درون سه نظام دستگاه تراش CNC مهار شده و با سرعت چرخشی مطلوب دوران می‌نماید. در نتیجه ارتعاشات منتقل شده به مته در جهت پیشروی آن اعمال می‌شود.

۲-۲- تجهیزات آزمایش

مجموعه آزمایش‌ها به منظور بررسی نیروی محوری در فرآیندهای سوراخکاری معمولی و به کمک ارتعاشات آلتراسونیک صورت پذیرفته است. مجموعه آزمون‌ها بر روی دستگاه تراش CNC مدل (TME 40) ساخت شرکت ماشین‌سازی تبریز صورت پذیرفته و نیروهای ماشینکاری به کمک دینامومتر کیستلر مدل 9275BA اندازه‌گیری شده است. مته‌های مورد استفاده، مته استاندارد جراحی با قطر ۳/۲ mm و از جنس فولاد ضد زنگ 316L می‌باشند. زوایای راس و مارپیچ آن‌ها به ترتیب $^{\circ}$۹۰ و $^{\circ}$۲۰ بوده و براساس آنچه که در سایر مراجع قید شده، حداکثر برای ماشینکاری ۴۰ سوراخ مورد استفاده قرار گرفته و سپس با مته جدید جایگزین شده‌اند[۳،۶]. شرایط فرآیندی آزمون‌های ماشینکاری در جدول شماره ۱ قید شده است.

به منظور تعیین دامنه ارتعاش آلتراسونیک، اندازه‌گیری آن در ولتاژهای مختلف ورودی در حالت بی‌بار با استفاده از سنسور جریان گردابی صورت پذیرفته است (جدول ۲). از آنجایی که در پیش‌آزمون‌های مقدماتی برای تعیین شرایط فرآیندی، ملاحظه شد که سیستم در شرایط سوراخکاری واقعی و تحت بار، تنها در شراط ورود ولتاژ ۱۰۰ v به ترانسدیوسر، در حالت تیون قرار داشته و ارتعاش مطلوب را ارائه می‌دهد، لذا ولتاژ ورودی ۱۰۰ v و دامنه ارتعاش تقریبی ۴۰ µm برای انجام آزمون‌ها انتخاب شده است. ضمن آنکه شایان ذکر است در این شرایط و با توجه به مقدار شدت جریان خروجی از دستگاه منبع تغذیه آلتراسونیک (۱/۳ A)، توان خروجی ترانسدوسر بسیار نزدیک به توان بیشینه نامی آن بوده و تغییر ولتاژ ورودی، خارج شدن ترانسدیوسر از حالت تیون یا احتمال وارد آمدن آسیب به آن را درپی خواهد داشت.

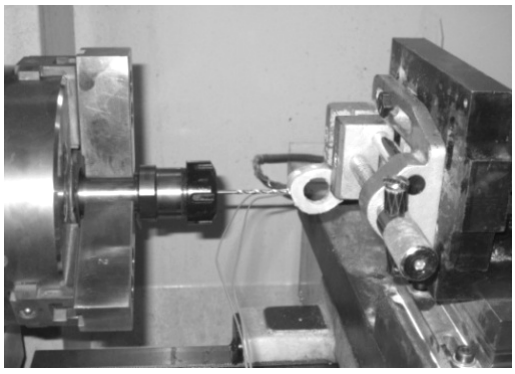
برای هر حالت، حداقل دو سری آزمون انجام پذیرفته و متوسط مقادیر ثبت شده نیرو، برای مقایسه نیروی محوری فرآیندهای سوراخکاری معمولی و به کمک ارتعاشات آلتراسونیک استخوان مورد استفاده قرار گرفته است. شکل‌های ۲ و ۳ مراحل آزمون‌های سوراخکاری را نشان می‌دهند.

جدول ۱ شرایط آزمون‌های سوراخکاری (معمولی- ارتعاشی با فرکانس ۱۹/۷۵ kHz)

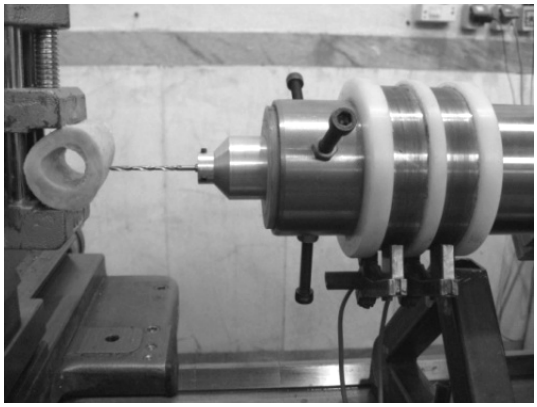
سرعت چرخشی (rpm)	نرخ پیشروی (mm/min)	قطر مته (mm)
۵۰۰-۷۵۰-۱۰۰۰-۱۵۰۰-۲۰۰۰	۵۰-۱۰۰-۱۵۰	۳/۲

جدول ۲ اندازه‌گیری دامنه ارتعاش ترانسدیوسر با فرکانس ۱۹/۷۵ kHz

ولتاژ ورودی (v)	۲۵	۶۰	۹۰	۱۶۰	۲۵۰
دامنه ارتعاش (µm)	۱۰	۲۰	۴۰	۶۰	۸۰

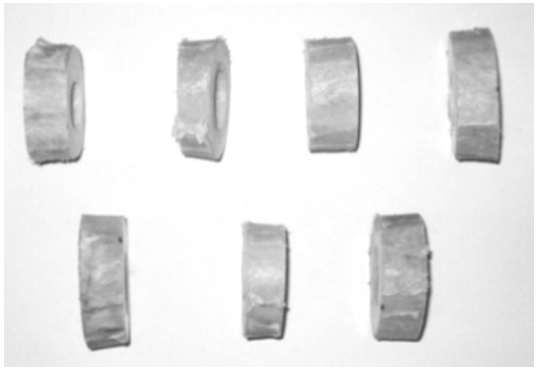


شکل ۲ آزمون سوراخکاری معمولی



شکل ۳ آزمون سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک

شکل ۴ بخش دیافیز استخوان ران گاو



شکل ۵ نمونه‌های برش خورده استخوان

۲-۳- نمونه‌های آزمایشی

جهت تهیه نمونه، استخوان ران گاو، که بلافاصله پس از کشتار از بدن آن خارج شده، طی چند ساعت مورد استفاده قرار گرفته است. انتخاب آن بدین جهت صورت گرفته که استخوان‌های گاو، سگ و خوک از لحاظ خواص بیشترین شباهت را به استخوان انسان دارند. بخش میانی ناحیه دیافیز استخوان ران با طول تقریبی ۷۵ mm برای آزمایش‌ها مورد استفاده قرار گرفته است (شکل ۴). ضخامت قشر بیرونی در این ناحیه حدود ۸-۷ mm می‌باشد. پیش از اجرای آزمون‌ها، پوشش غشایی روی محل سوراخکاری از آن جدا شده است، چراکه وجود این غشا موجب ایجاد مشکلاتی در نحوه تخلیه براده‌ها و افزایش احتمال انسداد شیارهای مته می‌شود[۳]. سپس، نمونه‌هایی به پهنای حدود ۲۰ mm را با دستگاه فرز برش داده تا جهت انجام آزمون سوراخکاری، مورد استفاده قرار گیرند (شکل ۵). تمامی آزمون‌ها در دمای اتاق و بدون بهره‌گیری از هرگونه خنک‌کار و روان‌کار انجام پذیرفته است.

۳- یافته‌ها

۳-۱- سوراخکاری معمولی

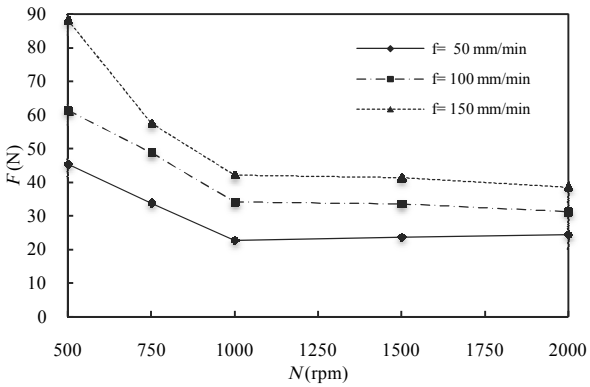
در شکل ۶، نتایج حاصل از اندازه‌گیری نیروی محوری در فرآیند سوراخکاری معمولی استخوان ارائه شده است. با توجه به شکل فوق، قابل ملاحظه است که:

- هرچه نرخ پیشروی مته بالاتر باشد، مقدار نیروی محوری ماشینکاری بیشتر است.
- با افزایش سرعت چرخشی مته از ۵۰۰ تا rpm ۱۰۰۰، مقدار نیروی محوری برای هر سه نرخ پیشروی کاهش می‌یابد.
- با افزایش بیشتر سرعت چرخشی از ۱۰۰۰ تا rpm ۲۰۰۰، تغییر قابل ملاحظه‌ای در میزان نیروی محوری برای هر سه نرخ پیشروی صورت نگرفته و مقدار آن تقریبا ثابت باقی می‌ماند.

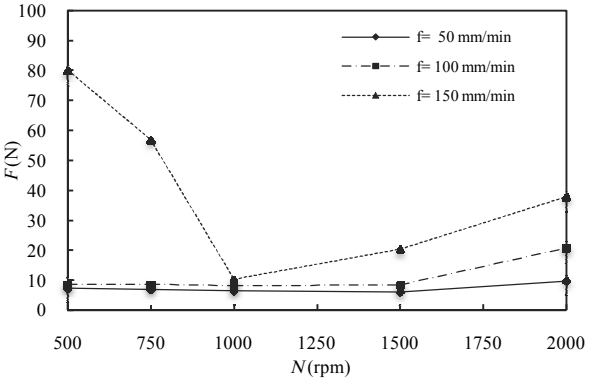
۳-۲- سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک

در شکل ۷، نتایج حاصل از اندازه‌گیری نیروی محوری در فرآیند سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک ارائه شده است. قابل ملاحظه است که:

- هرچه نرخ پیشروی ابزار بالاتر باشد، مقدار نیروی محوری سوراخکاری بیشتر است.
- در نرخ پیشروی mm/min ۱۵۰، در سرعت‌های چرخشی ۵۰۰ و rpm ۷۵۰، مقدار نیروی محوری سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک به نتایج حاصل از سوراخکاری معمولی بسیار نزدیک است. در سرعت چرخشی rpm ۱۰۰۰، در نتیجه اثرات ارتعاشی ابزار، نیروی محوری افت کرده و میزان آن به مقادیر دیگر نرخ‌های پیشروی نزدیک می‌شود. ضمن آنکه با افزایش سرعت چرخشی به ۱۵۰۰ و rpm ۲۰۰۰، به‌تدریج نیروی محوری افزایش یافته و به نیروی محوری سوراخکاری معمولی نزدیک می‌شود.



شکل ۶ نمودار سرعت چرخشی- نیروی محوری سوراخکاری (سوراخکاری معمولی)



شکل ۷ نمودار سرعت چرخشی- نیروی محوری سوراخکاری (سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک-فرکانس kHz ۱۹/۷۵)

- برای نرخ‌های پیشروی ۵۰ و mm/min ۱۰۰، افزودن ارتعاش محوری به مته، موجب کاهش نیروی محوری به حدود ۲۵٪ مقدار آن در سوراخکاری معمولی شده است. مقادیر نیرو برای این دو نرخ پیشروی از سرعت چرخشی ۵۰۰ تا rpm ۱۵۰۰ تقریبا بدون تغییر بوده و پس از این سرعت روند صعودی به خود می‌گیرد و به نیروی سوراخکاری معمولی نزدیک می‌شود.

۴- بحث

در بررسی نیروی محوری در فرآیند سوراخکاری به کمک 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، در حالی که زاویه آزاد موثر در مقایسه با زاویه آزاد مته کوچکتر می‌شود. افزایش زاویه براده، توام با ایجاد ترک‌های ریز در استخوان به‌دلیل 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 آلتراسونیک به ابزار، به‌تنهایی موجب مالش ارتعاشی مته به جدار سوراخ و افزایش نیروهای اصطکاکی می‌شود.

ج) افزایش سرعت چرخشی مته، موجب افزایش تعداد دوران و تماس به‌ازای پیشروی و در نتیجه ایجاد اصطکاک می‌شود.

در سرعت‌های چرخشی پایین برای نرخ پیشروی ۵۰ و mm/min ۱۰۰، نیروی پایین تشکیل براده و تاثیر ارتعاش ابزار، موجب کاهش نیروی محوری نسبت به سوراخکاری معمولی می‌شود. مقدار نیرو برای پیشروی فوق، تا سرعت چرخشی rpm ۱۰۰۰ تقریبا ثابت بوده و پس از آن، به‌دلیل افزایش اصطکاک دورانی، روند صعودی به‌خود می‌گیرد. در نرخ پیشروی mm/min ۱۵۰، در سرعت‌های چرخشی پایین (۵۰۰ و rpm ۷۵۰)، به‌دلیل بالا بودن میزان زیاد نیروی شکل‌گیری براده، این پدیده بر اثرات اعمال ارتعاش غالب بوده و ارتعاش ابزار را محدود نموده و در نتیجه سیستم ابزار ارتعاشی قادر به کاهش نیروی ماشینکاری نمی‌باشد. با افزایش سرعت چرخشی به rpm ۱۰۰۰، به‌علت کاهش نیروی تشکیل براده، تاثیر مثبت ارتعاش آشکار شده و نیروی محوری کاهش قابل ملاحظه‌ای یافته و به مقادیر نرخ‌های پیشروی ۵۰ و mm/min ۱۰۰ نزدیک می‌شود. افزایش بیشتر سرعت چرخشی از ۱۰۰۰ تا rpm ۲۰۰۰، ازدیاد اصطکاک دورانی و در نتیجه افزایش نیرو را برای هر سه نرخ پیشروی درپی دارد، به‌گونه‌ای که به‌تدریج از اثر مثبت کاهش نیرو در اثر ارتعاش محوری کاسته شده و نتایج سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک به سوراخکاری معمولی نزدیک می‌شود.

بنابراین، قابل ملاحظه است که اعمال ارتعاش آلتراسونیک در فرآیند سوراخکاری استخوان، برای نرخ‌های پیشروی پایین و متوسط تا سرعت چرخشی rpm ۱۵۰۰، منجر به کاهش نیروی محوری به حدود ۲۵٪ مقدار آن در فرآیند سوراخکاری معمولی شده و پس از آن در سرعت چرخشی rpm ۲۰۰۰ بی‌تاثیر خواهد بود. اما، برای نرخ پیشروی بالا (mm/min ۱۵۰)،

اعمال ارتعاش صرفا در سرعت چرخشی ۱۰۰۰ rpm منجر به کاهش نیرو شده و در سایر سرعت‌ها، مقادیر آن در حدود نتایج سوراخکاری معمولی می‌باشد. افزایش نیرو از سرعت ۱۵۰۰ rpm به بعد، برای هر سه نرخ پیشروی، به‌علت افزایش اصطکاک دورانی می‌باشد. همچنین می‌توان نتیجه گرفت که سرعت چرخشی ۱۰۰۰ rpm برای تمامی نرخ‌های پیشروی، مقدار حداقل نیروی محوری را فراهم آورده (که مقدار آن برای تمامی نرخ‌های پیشروی نزدیک به یکدیگر می‌باشد) و نیرو را نسبت به پیشروی مستقل می‌نماید که این شرایط برای پیشگیری از نکروز حرارتی مناسب بوده و به علت عدم وابستگی به نرخ پیشروی، قابلیت به‌کارگیری در عمل جراحی را دارد.

۵- مدل‌سازی آماری نیروی محوری

در این قسمت، نتایج آزمایش‌های به‌دست آمده در زمینه سوراخکاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک، با درنظر گرفتن پارامترهای سرعت برشی، نرخ پیشروی و نیروی محوری، 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 دو پارامتر ورودی و یک پارامتر خروجی در نرم‌افزار STATISTICA 10 معین شده و ضرایب رگرسیون و تعیین برای حالات مختلف بررسی شده است.

به منظور محاسبه سرعت برشی، از رابطه ذیل برای تبدیل سرعت چرخشی ابزار به سرعت برشی استفاده شده است:

$$v= \pi DN/60 \quad (۱)$$

در تحلیل‌های آماری، فرمول رگرسیونی، که دارای ضریب تعیین بزرگ‌تر باشد، به‌عنوان 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 ۰ تا ۱ می‌باشد که تفسیر هریک از این دو مقدار به قرار زیر است:

- اگر $R^2 = 1$ باشد، آنگاه در به‌کارگیری 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 رگرسیونی ندارد.

به منظور تعیین رابطه میان سه متغیر سرعت برشی، نرخ پیشروی و نیروی محوری در جدول شماره ۳، نوع رگرسیون، فرمول رگرسیون، ضریب رگرسیون و ضریب تعیین برای متغیرهای مذکور ارائه شده است.

در این تحلیل، مشاهده شد که میزان ضریب تعیین در رابطه رگرسیون منحنی S از بقیه ضرایب رگرسیون‌ها بیشتر است. بنابراین، این رابطه بهترین معادله پراکنش برای بیان رابطه بین متغیرها را ارائه می‌نماید. بر این اساس، در جدول ۴، مقادیر پارامترهای رگرسیون تعیین شده است.

با توجه به مقادیر ارائه شده در جدول شماره ۴، از آنجا که مقدار p-value برای هر ۳ ضریب a، b_1 و b_2 در سطح خطای α=0.05 کمتر از مقدار ۰/۰۵ است، در نتیجه رابطه معنادار منحنی S بین ضرایب پارامترهای v و f با خروجی Fوجود دارد. پس فرمول رگرسیون منحنی S برای متغیرهای سرعت برشی و نرخ پیشروی و رابطه آن‌ها با نیرو به شرح زیر می‌باشد:

جدول ۳ میزان ضرایب رگرسیون و تعیین برحسب نوع رگرسیون به‌منظور مشخص کردن رابطه بین متغیرهای سرعت برشی و نرخ پیشروی با نیروی محوری

نوع رگرسیون	فرمول	R	R^2
S-Curve	$F=e^{(a+b_1/v+b_2/f)}$	۰/۸۷۴	۰/۷۶۳

جدول ۴ مقادیر پارامترهای رگرسیون منحنی S برای بیان رابطه بین سرعت برشی و نرخ پیشروی با نیروی محوری

ضریب	تخمین (پیش‌بینی) ضریب	p-value در سطح خطای α=0.05
b_1	۸/۳۶	۰/۰۰۲
b_2	-۴۸۹/۶۶	۰/۰۱۵
a	۵/۹۶	۰/۰۰۰

$$F= \exp\,(5.96+8.36/v-489.66/f\,) \quad (۲)$$

این رابطه نشان می‌دهد که نرخ پیشروی و سرعت چرخشی بر روی نیروی محوری سوراخکاری به کمک ارتعاشات آلتراسونیک به‌ترتیب تاثیر مستقیم و معکوس داشته و با به‌کارگیری رابطه به‌دست آمده، می‌توان مقدار نیرو را برای سایر سرعت‌های چرخشی و نرخ‌های پیشروی پیش‌بینی نمود.

۶- نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر، نیروی محوری در فرآیند سوراخکاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک، مورد بررسی قرار گرفت و نتایج ذیل به‌دست آمد:

- ابزار مناسبی برای پیاده‌سازی فرآیند سوراخکاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک طراحی شد و با موفقیت مورد آزمون قرار گرفت.
- نتایج نشان دادند که نیروی محوری سوراخکاری با نرخ پیشروی و سرعت چرخشی، به‌ترتیب، نسبت مستقیم و عکس دارد.
- در نرخ‌های پیشروی ۵۰ و ۱۰۰ mm/min، از سرعت چرخشی ۵۰۰ تا ۱۵۰۰ rpm، نیروی محوری کمتر از سوراخکاری معمولی بوده و پس از ۱۵۰۰ rpm، نیرو افزایش یافته و در سرعت ۲۰۰۰ rpm به مقدار حاصل از سوراخکاری معمولی نزدیک می‌شود.
- در نرخ پیشروی ۱۵۰ mm/min، اِعمال ارتعاش تنها در سرعت ۱۰۰۰ rpm موجب کاهش نیرو شده و در سایر سرعت‌ها بی‌تاثیر می‌باشد.
- با توجه به نزدیک بودن میزان نیروی محوری برای تمامی نرخ‌های پیشروی در سرعت چرخشی ۱۰۰۰ rpm و حداقل بودن آن برای هر سه پیشروی، می‌توان گفت که در این سرعت، نیرو نسبت به نرخ پیشروی مستقل بوده و سرعت ۱۰۰۰ rpm، سرعت بهینه برای دستیابی به حداقل نیرو در فرآیند سوراخکاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک می‌باشد.
- سوراخکاری استخوان به کمک ارتعاشات آلتراسونیک در شرایط بهینه فرآیندی، به‌علت کاهش قابل ملاحظه در میزان نیروها نسبت به سوراخکاری معمولی، و همچنین عدم وابستگی نیرو به نرخ پیشروی در سرعت چرخشی ۱۰۰۰ rpm، قابلیت به‌کارگیری در عمل جراحی را دارد.

۷- فهرست علایم

a	پارامتر رگرسیون
b_1	پارامتر رگرسیون
b_2	پارامتر رگرسیون
D	قطر ابزار (mm)
f	نرخ پیشروی (mm/min)
F	نیروی محوری (N)
N	سرعت چرخشی ابزار (rpm)
R	ضریب رگرسیون
v	سرعت برشی ابزار (m/s)

علایم یونانی

α	سطح خطا

۸- مراجع

[1] M. T. Hillery, I. Shuaib, Temperature Effects in the Drilling of Human and Bovine Bone, *Jornal of Matereials Processing Technology,* Vol. 92-93, pp. 302-308, 1999.

[2] K. N. Bachus, T. R. Mateehew, D. T. Hutchinson, The Effects of Drilling Force on Cortical Temperature and Their Duration: an in Vitro study, *Medical Engineering & Physics,* Vol. 22, pp. 685-691, 2000.

[3] G. Augustin, S. Davila, K. Mihoci, T. Udiljak, D. S. Vedrina, A. Antabak, Thermal Osteonecrosis and Bone Drilling Parameters Revisited, *Arch Orthop Trauma Surg,* Vol. 128, pp. 71-77, 2008.

[4] 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, *Arch Orthop Trauma Surg,* Vol. 129, pp. 703-709, 2009.

[5] S. R. H. Davidson, D. F. James, Drilling in Bone: Modeling Heat Generation and Temperature Distribution, *Journal of Biomechanical Engineering,* Vol. 125, pp. 305-314, 2003.

[6] 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, pp. 314-319, 2005.

[7] B. Cem Sener, G. Dergin, B. Gursoy, E. Kelesoglu, I. Slih, Effects of Irrigation on Heat Control in Vitro at Different Drilling Depths, *Clin. Oral Impl. Res,* Vol. 20, pp. 294-298, 2009.

[8] S. R. H. Davidson, D. F. James, Measurement of Thermal Conductivity of Bovine Cortical Bone, *Medical Engineering & Physics,* Vol. 22, pp. 741-747, 2000.

[9] S. Karmani, the Thermal Properties of Bone and the Effects of Surgical Intervention, *Current Orthopadics,* Vol. 20, pp. 52-58, 2006.

[10] T. Udiljak, D. Ciglar, S. Skoric, Investigation into Bone Drilling and Thermal Bone Necrosis, *Advances in Production Engineering & Management,* Vol. 2, pp. 103-112, 2007.

[11] G. Augustin, T. Zigman, S. Davila, T. Udiljak, T. Staroveski, D. Brezak, S. Babic, Cortical Bone Drilling and Thermal Osteonecrosis, *Clinical Biomechanics,* Vol. 27, pp. 313-325, 2012.

[12] F. Karaca, B. Aksakal, M. Kom, Influence of Orthopaedic Drilling Parameters on Temperature and Histopathology of Bovine Tibia: An in Vitro Study, *Medical Engineering & Physics,* Vol. 33, pp. 1221-1227, 2011.

[13] J. Lee, Y. Rabin, O. B. Ozdoganlar, A New Thermal Model for Bone Drilling with Applications to Orthopaedic Surgery, *Medical Engineering & Physics,* Vol. 33, pp. 1234-1244, 2011.

[14] J. Lee, B. A. Gozen, O. B. Ozdoganlar, Modeling and Experimentation of Bone Drilling Forces, *Journal of Biomechanics,* Vol. 45, pp. 1076-1083, 2012.

[15] E. Shakouri, M. H. Sadeghi, M. Maerefat, Experimental investigation of Thermal Necrosis in conventional and High speed drilling of Bone, *Modares Mechanical Engineering,* Vol. 10, pp. 105-117, 2013. (In Persian)

[16] E. Shakouri, M. H. Sadeghi, H. Soleimanimehr, Effect of Drill Speed in Thermal Necrosis of Bone, *Iranian Journal of Orthopaedic Surgery,* Vol. 42, pp. 32-39, 2013. (In Persian)

[17] K. Alam, A. V. Mitrofanov, V. V. Silberschmidt, Measurements of Surface Roughness in Conventional and Ultrasonically Assisted Bone Drilling, *American Journal of Biomedical Sciences,* Vol. 1, pp. 312-320, 2009.

[18] K. Alam, A. V. Mitrofanov, V. V. Silberschmidt, Experimental investigations of Forces and Torque in Conventional and Ultrasonically-Assisted Drilling of Cortical Bone, *Medical Engineering & Physics,* Vol. 33, pp. 234-239, 2011.

[19] V. Khademi, J. Akbari, F. Farahmand, Ultrasonic assisted Drilling of Bone, *Majlesi Mechanical Engineering,* Vol. 4, pp. 69-74, 2008. (In Persian)

[20] Y. S. Liao, Y. C. Chen, H. M. Lin, Feasibility Study of the Ultrasonic Vibration Assisted Drilling of Inconel Superalloy, *International Journal of Machine Tools & Manufacture,* Vol. 47, pp. 1988-1996, 2007.

[21] S. S. F. Chang, G. M. Bone, Thrust Force Model for Vibration-Assisted Drilling of Aluminum 6061-T6, *International Journal of Machine Tools & Manufacture,* Vol. 49, pp. 1070-1076, 2009.

[22] J. Pujana, A. Rivero, A. Celaya, L. N. Lopez de Lacalle, Analysis of Ultrasonic-Assisted Drilling of Ti6Al4V, *International Journal of Machine Tools & Manufacture,* Vol. 49, pp. 500-508, 2009.