



## بررسی تجربی و بهینه‌سازی اثر پارامترهای فرایند در ماشین‌کاری استخوان بر کیفیت سطح استخوان

محمد مختاری<sup>۱</sup>، وحید عابدینی<sup>۲\*</sup>، محمد آزادی<sup>۳</sup>

۱- دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

۲- استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

۳- دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

\* ایمیل نویسنده مسئول: v.abedini@semnan.ac.ir

### چکیده

### اطلاعات مقاله

#### مقاله پژوهشی

دریافت: ۵ شهریور ۱۴۰۳

پذیرش: ۱۰ آبان ۱۴۰۳

#### کلیدواژگان:

کیفیت سطح

سوراخ‌کاری استخوان

پروفیلومتر

سوراخ‌کاری استخوان یک فرایند عمومی در ارتوپدی است. در فرایند سوراخ‌کاری استخوان حرارت تولید می‌شود که این حرارت می‌تواند باعث ایجاد مرگ سلولی و در نتیجه تغییر در خواص مکانیکی استخوان شود. همچنین در این فرایند با توجه به پارامترهای سوراخ‌کاری، کیفیت سطح محل سوراخ‌کاری تغییر می‌کند که این پارامتر بر روی طول دوره درمان، موفقیت درمان و احساس درد بیمار بسیار مهم است. در این مطالعه هدف یافتن پارامترهای فرایند سوراخ‌کاری مؤثر در کیفیت سطح سوراخ‌کاری استخوان جهت نزدیک‌شدن به جراحی کم‌تهاجمی است. پارامترهای سرعت دورانی، سرعت پیشروی و قطر ابزار در فرایند سوراخ‌کاری بر روی دمای استخوان و نیروی محوری تأثیر می‌گذارد که این پارامترها نیز بر روی کیفیت سطح اثرگذار است. در این پژوهش از استخوان تازه فمور گاو ۳ ساله با ضخامت استخوان کورتیال ۹-۱۱ میلی‌متر در بخش دیافیز استفاده گردید. از بررسی‌های انجام شده در این مطالعه پیشنهاد می‌شود جهت فرایند سوراخ‌کاری سرعت دورانی ۵۰ دور در دقیقه، سرعت پیشروی ۵۰ میلی‌متر بر دقیقه و قطر ابزار ۲.۵ میلی‌متر در نظر گرفته شود تا ترک و زبری در سطح محل سوراخ‌کاری کاهش یابد.

## Experimental investigation and optimization of the effect of process parameters in bone machining on bone surface quality

Mohammad Mokhtari<sup>1</sup>, Vahid Abedini<sup>2\*</sup>, Mohammad Azadi<sup>3</sup>

1- PhD Candidate, Faculty of Mechanical Engineering, Semnan University, Semnan, Iran

2- Assistant Professor, Faculty of Mechanical Engineering, Semnan University, Semnan, Iran

3- Associate Professor, Faculty of Mechanical Engineering, Semnan University, Semnan, Iran

\* Corresponding Author's Email: v.abedini@semnan.ac.ir

### Article Information

#### Original Research Paper

Received: 26 August 2024

Accepted: 31 October 2024

#### Keywords:

Surface Quality

Bone Drilling

Profilometer

### Abstract

Bone drilling is a common procedure in orthopedics. During the bone drilling process, heat is generated, which can lead to cell death and consequently alter the mechanical properties of the bone. Additionally, the surface quality of the drilled area changes depending on the drilling parameters, which can significantly affect the healing period, treatment success, and the patient's pain experience. This study aims to identify the drilling process parameters that influence the surface quality of bone drilling to approach minimally invasive surgery. The rotational speed, feed rate, and tool diameter in the drilling process affect the bone temperature and axial force, impacting the surface quality. In this research, fresh femur bone from a 3-year-old cow with a cortical bone thickness of 9–11 mm in the diaphysis was used. Based on the findings of this study, it is recommended that a rotational speed of 50 rpm, a feed rate of 50 mm/min, and a tool diameter of 2.5 mm be used during the drilling process to reduce cracking and surface roughness in the drilled area.

### Please cite this article using:

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Mokhtari M, Abedini V, Azadi M. Experimental investigation and optimization of the effect of process parameters in bone machining on bone surface quality. Iranian Journal of Manufacturing Engineering. 2024 Oct 22;11(8):51-60. doi: 10.22034/ijme.2024.471623.1999 [In Persian]

## ۱- مقدمه

سوراخ‌کاری استخوان توسط مته‌های فلزی در جراحی‌های ارتوپدی، دندانپزشکی و مغز و اعصاب مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱]. در این فرایند سوراخ استوانه‌ای شکل بر روی استخوان جهت قرار گیری پیچ و پین به منظور تثبیت بخش‌های شکسته استخوان ایجاد می‌شود تا در برابر نیروهای محوری و برشی وارد بر استخوان مقاومت کند [۲]. با وجود پیشرفت تکنولوژی در جراحی‌های ارتوپدی و استفاده از ربات‌ها برای برش استخوان، اما همچنان استفاده از دریل‌های دستی در جراحی‌ها بسیار مورد استفاده قرار می‌گیرد که در این روش مهارت جراح و انتخاب درست پارامترهای مؤثر در سوراخ‌کاری بر روی فرایند درمان نقش بسیار پررنگی دارد [۳].

نیروی سوراخ‌کاری و گشتاور بالا باعث افزایش دما در محل سوراخ‌کاری می‌گردد که افزایش دما بالاتر از سطح فیزیولوژیک طبیعی استخوان باعث آسیب جبران ناپذیر به بافت استخوان می‌گردد [۴]. نیروی بالای در فرایند باعث ایجاد ترک‌های ریز در ساختار ظریف استخوان و بافت‌های نرم می‌گردد که این امر باعث افزایش طول درمان، احساس درد توسط بیمار و حتی اثر بر روی نتیجه درمان می‌گردد [۵]. دما، نیرو و کیفیت سطح در فرایند سوراخ‌کاری استخوان به پارامترهای سرعت دورانی، نرخ پیشروی و قطر مته بستگی دارد [۶]. با توجه به مدت زمان درگیری استخوان با حرارت، دمای ۴۷ درجه سانتی‌گراد تا ۷۰ درجه سانتی‌گراد باعث مرگ سلولی در استخوان می‌شود که با تصاویر بافت شناسی استخوان نکرور شده مشخص می‌گردد در آن لکون‌های استئوسیتی خالی ایجاد شده است که بر پتانسیل استخوان زایی استخوان اطراف ایمپلنت و پیچ و پین تاثیر گذار است [۷]. همچنین عوامل مکانیکی مانند تنش برشی، فشار هیدرواستاتیک و تغییر ساختار بافت استخوان می‌تواند باعث تغییرات فیزیولوژیکی در سلول‌های استخوان گردد [۸]. زمان سوراخ‌کاری استخوان کوتاه است و مطالعه بررسی تاثیر پارامترهای سوراخ‌کاری بر بازسازی استخوان اطراف ایمپلنت، پیچ و پین کم تر صورت گرفته است. در مطالعات انجام شده بیشترین تمرکز بر روی دمای فرایند سوراخ‌کاری به عنوان مهمترین عامل بوده است. پارامترهای ورودی که بر روی دمای فرایند سوراخ‌کاری مورد بررسی قرار گرفته نرخ پیشروی، سرعت دورانی، قطر ابزار و زاویه راس مته است [۹]. همچنین در برخی از مطالعات نیروی محوری و گشتاور نیز به عنوان پارامترهای مهم در فرایند سوراخ‌کاری در نظر گرفته شده است. در نتیجه آسیب سلولی به استخوان در فرایند سوراخ‌کاری نتیجه ترکیب نیروی محوری، گشتاور و دما است [۱۰]. برای مطالعه اثر سوراخ‌کاری روش آنالیز میکرومکانیکی برای اندازه‌گیری گستردگی آسیب استخوان در حین سوراخ‌کاری مورد بررسی قرار گرفته است. سرعت دورانی کم و نرخ پیش روی پایین برای بهبود بازسازی استخوان پیشنهاد شده است [۱۱]. در مطالعات با استفاده از مدل فازی نیروی بریند در فرایند برش استخوان تخمین زده شده است [۱۲]. همچنین با بررسی اثر فرسایش مته بر روی دمای نکرور، مته‌های کاملاً تیز و نو نسبت به مته‌های استفاده شده و ساییده در شرایط سوراخ‌کاری یکسان حرارت کم تری ایجاد می‌شود [۱۳]. در پژوهشی با بررسی دمای سوراخ‌کاری با دو مته با قطر ۲ و ۳ میلی‌متر گزارش گردید با افزایش قطر ابزار دمای فرایند سوراخ‌کاری کاهش می‌یابد [۱۴]. فرایندهای کارآمد فرزکاری استخوان که سطوح ماشین‌کاری شده با کیفیت بالا تولید می‌کنند، برای بهبود جراحی آرتروپلاستی بسیار حیاتی هستند. این مطالعه یک تکنیک جدید فرزکاری ارتعاشی اولتراسونیک طولی‌پیششی (LTVUM) را معرفی کرده و به تحلیل مقایسه‌ای آن با فرزکاری معمولی می‌پردازد. کاهش نیروی متوسط فرزکاری که در طی فرایند LTVUM مشاهده شد، به‌صورت سیستماتیک ثبت گردید. تجزیه و تحلیل آزمایش‌های متعامد که بر جهت فرزکاری، سرعت چرخشی و سرعت پیشروی تمرکز داشت، نشان داد که LTVUM تأثیر جهت و سرعت چرخشی را کاهش داده، درحالی‌که تأثیر سرعت پیشروی را تقویت می‌کند [۱۵]. نیروی فرزکاری استخوان یک عامل کلیدی است که باید در طول جراحی ارتوپدی کنترل شود. نیروی برش تأثیر قابل توجهی بر شکست ابزارها یا ایجاد ترک در استخوان دارد. نیروی برش به پارامترهای ماشین‌کاری، ابزارهای برش و بافت استخوان کورتیکال بستگی دارد. در این تحقیق، سرعت چرخشی، نرخ پیشروی، عمق برش، قطر ابزار و جهت‌گیری استخوان به عنوان پارامترهای ورودی در نظر گرفته شده‌اند. برای مدل‌سازی آماری و مطالعه تجربی از روش سطح پاسخ استفاده شده است. علاوه بر این، با استفاده از روش تحلیل حساسیت آماری سوبل، تأثیر هر پارامتر ورودی بر نیروی فرایند به‌صورت کیفی و کمی بررسی شده است [۱۶].

ایجاد ترک‌های ریز در استخوان می‌تواند بر دوره درمان و ایجاد درد در بیمار مؤثر باشد. همچنین ایجاد ترک باعث اختلال در بازسازی استخوان می‌شود به‌نحوی که حتی می‌تواند باعث شکست خوردن فرایند درمان شود. در این پژوهش هدف ارائه اثر پارامترهای

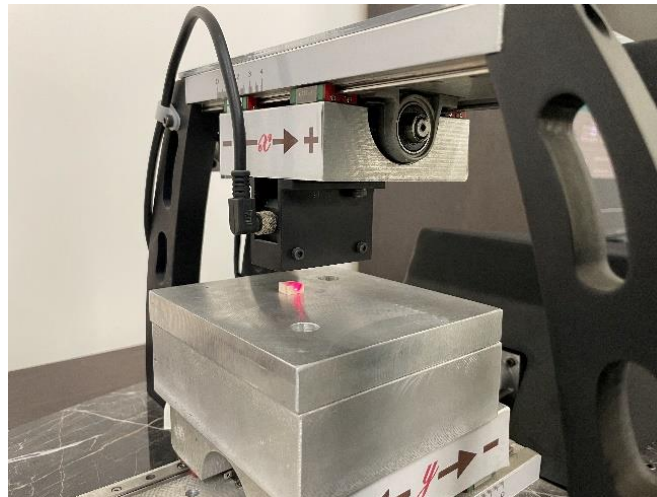
فرایند سوراخ‌کاری بر روی کیفیت سطح است تا به پزشکان در مورد انتخاب پارامترهای سوراخ‌کاری جهت به حداقل رساندن آسیب استخوان کمک شود.

## ۲- روش تحقیق

از استخوان فمور گاو ۳ ساله که تازه ذبح شده بود، استفاده گردید. استخوان در دمای ۱۸- سانتی‌گراد نگهداری و از بخش دیافیز استخوان استفاده شد. ضخامت استخوان کورتیکال بین ۹-۱۱ میلی‌متر است. به دلیل تراکم بالا و سفت تر بودن از استخوان اسفنجی از استخوان کورتیکال در آزمایش‌ها استفاده گردید. با انجام تراکم سنجی استخوان به روش سنجش جذب اشعه ایکس با انرژی دو گانه مقدار تراکم استخوان مورد استفاده در آزمایش‌ها ۲,۳ گرم بر سانتی‌متر مربع اندازه‌گیری شد. از ماشین ابزار سوراخ‌کاری با کنترل کننده عددی به منظور کنترل سرعت دورانی و سرعت پیش روی ابزار استفاده شده است. شکل ۱ مجموعه آزمایشگاهی سوراخ‌کاری استخوان را نمایش می‌دهد. از مته‌هایی با قطر ۲,۵، ۴,۵ و ۶,۵ میلی‌متر از جنس فولاد تندبر با استاندارد DIN 338 Type N مورد استفاده قرار گرفت. یک ساعت قبل از آزمایش استخوان در دمای محیط قرار گرفته و برای انجام آزمایش‌ها آن را در محلول آب نمک با دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد قرار داده شد. از دینامومتر کیستلر مدل ۹۲۵۷ به منظور اندازه‌گیری نیروی محوری سوراخ‌کاری و از ترموکوپل تایپ k به منظور اندازه‌گیری دمای استخوان در حین سوراخ‌کاری استفاده گردید. پس از انجام آزمایش استخوان را در محل هر سوراخ برش داده و توسط دستگاه پروفیلومتر لیزری کیفیت سطح فرایند سوراخ‌کاری استخوان اندازه‌گیری شد. دستگاه پروفیلومتر لیزری با استفاده از لیزر مثلثی به صورت ترکیب لیزر، سیستم اپتیکی و سنسور CCD فاصله سنسور تا سطح را اندازه‌گیری می‌کند (شکل ۲). معیار اندازه‌گیری زبری سطح در این پژوهش Ra بوده است. استخوان بر روی یک استیج در یک راستا حرکت می‌کند؛ سنسور نیز بر روی استیج دیگر به صورت عمود بر استخوان حرکت می‌کند که ترکیب این دو حرکت سطح استخوان را روبش می‌کند. با توجه به محدودیت‌های مکانیکی دقت روبش در این روش یک میکرون است. قبل از انجام اندازه‌گیری توسط پروفیلومتر لیزری نمونه‌های استخوان در وان اولتراسونیک به مدت ۶۰ ثانیه قرار داده شد تا براده‌های استخوان بر روی سطح حذف شود. از نرم افزار Gwyddion برای تحلیل داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت. از میکروسکوپ الکترونی به منظور بررسی ترک‌های ایجاد شده در فرایند استفاده گردید. از نرم افزار ایمج جی برای تحلیل داده‌های میکروسکوپ الکترونی استفاده شد. پارامترهای فرایند سوراخ‌کاری استخوان در جدول ۱ با قطر ابزار ۴,۵ میلی‌متر نشان داده شده است. شکل ۳ نمودار سه‌بعدی کیفیت سطح استخوان استخراج شده از نرم‌افزار Gwyddion با شرایط سوراخ‌کاری پیشروی ۵۰ میلی‌متر بر دقیقه، سرعت برشی ۵۰۰ دور بر دقیقه و قطر مته ۴,۵ میلی‌متر را نمایش می‌دهد. همچنین با شرایط پیشروی ۵۰ میلی‌متر و سرعت دورانی ۲۵۰۰ دور بر دقیقه با ابزارهای قطر ۲,۵ میلی‌متر و ۶,۵ میلی‌متر نیز سوراخ‌کاری انجام شد.



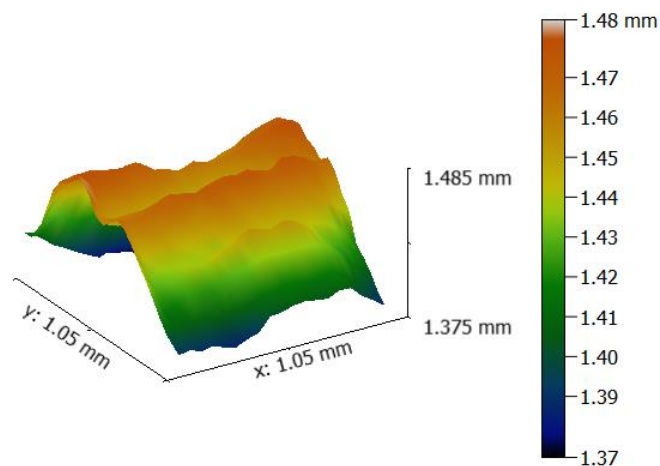
شکل ۱ مجموعه آزمایشگاهی سوراخ‌کاری استخوان



شکل ۲ دستگاه اندازه‌گیری پروفیلومتر لیزری و نمونه استخوان

جدول ۱ پیشروی و سرعت دورانی با قطر ابزار ۴٫۵ میلیمتر

سرعت دورانی (دور در دقیقه)	پیش روی (میلی متر بر دقیقه)
500	50
1500	100
2500	150



شکل ۳ نمودار سه‌بعدی کیفیت سطح استخوان استخراج شده از نرم‌افزار Gwyddion با شرایط سوراخ‌کاری پیشروی ۵۰ میلی‌متر بر دقیقه، سرعت برشی ۵۰۰ دور بر دقیقه و قطر مته ۴٫۵ میلی‌متر

### ۳- نتایج و بحث

کیفیت سطح استخوان‌های سوراخ‌کاری شده در جدول ۲ نشان داده شده است.

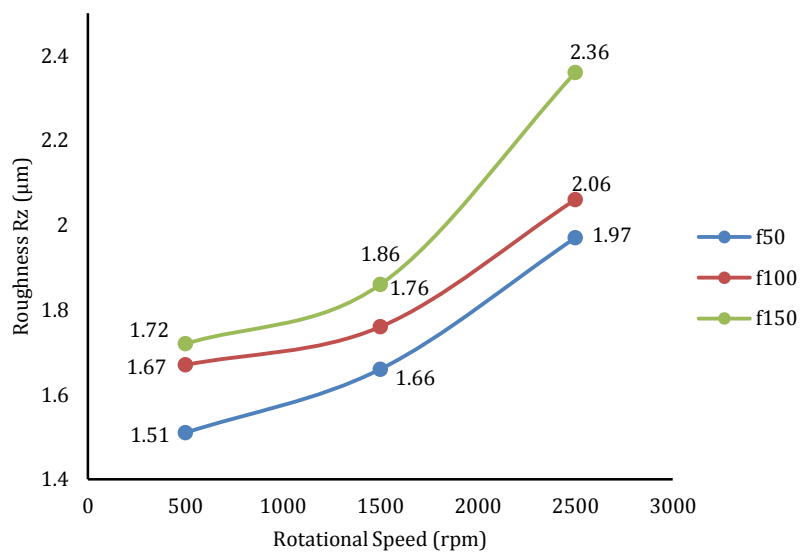
با افزایش نرخ پیشروی نیروی محوری وارد بر استخوان افزایش یافته و زبری سطح نیز افزایش یافته است [۱۷]؛ همچنین با افزایش سرعت دورانی زبری سطح نیز افزایش یافته است (شکل ۴) [۱۸].

در شکل ۵ نشان داده شده است که با افزایش قطر ابزار نیروهای ماشین‌کاری افزایش می‌یابد و این امر باعث افزایش زبری سطح سوراخ‌کاری شده است [۱۷].

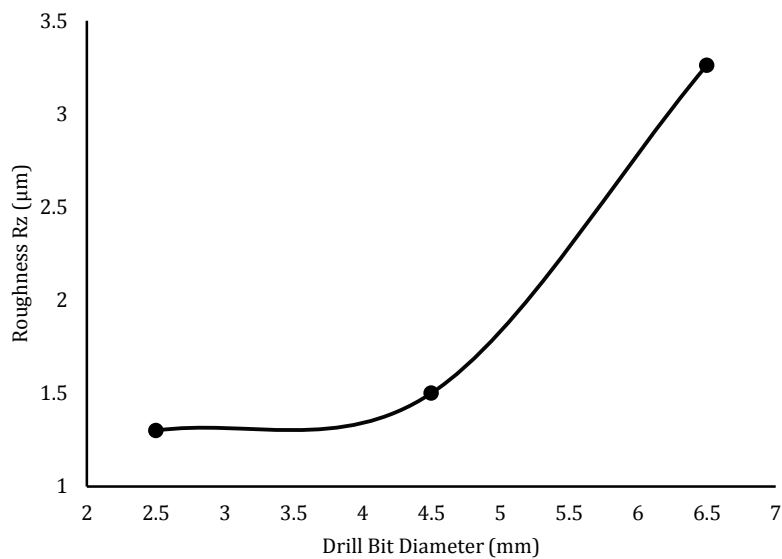
با بررسی تصاویر حاصل از میکروسکوپ الکترونی، با افزایش سرعت دورانی ترک‌های ایجاد شده در استخوان افزایش یافته است (شکل ۶)؛ همچنین با افزایش نرخ پیشروی منجر به افزایش ترک و لایه لایه شدن استخوان شده است (شکل ۷).

جدول ۲ کیفیت سطح استخوان‌های سوراخ‌کاری شده

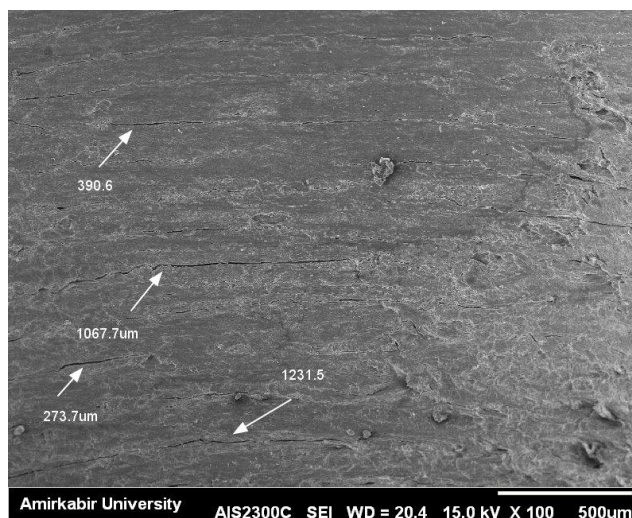
شماره آزمایش	پیش روی (میلی متر بر دقیقه)	سرعت دورانی (دور در دقیقه)	قطر ابزار (میلی متر)	زبری سطح (میکرومتر)
1	50	500	4.5	1.51
2	50	1500	4.5	1.66
3	50	2500	4.5	1.97
4	100	500	4.5	1.67
5	100	1500	4.5	1.76
6	100	2500	4.5	2.06
7	150	500	4.5	1.72
8	150	1500	4.5	1.86
9	150	2500	4.5	2.36
10	50	2500	2.5	1.32
11	50	2500	6.5	2.25



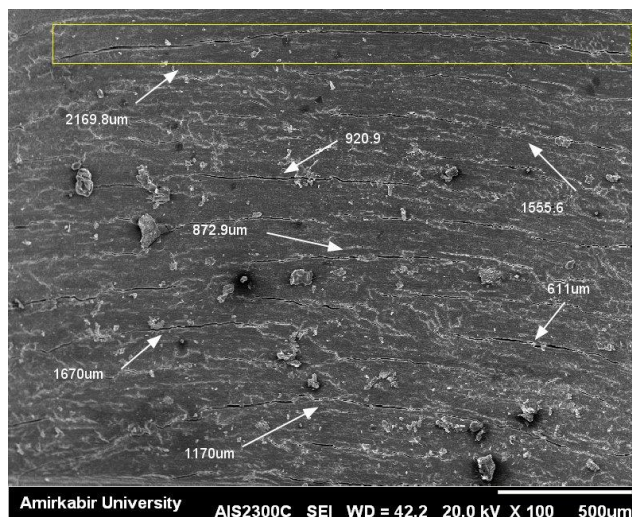
شکل ۴ اثر سرعت دورانی و نرخ پیشروی بر روی کیفیت سطح



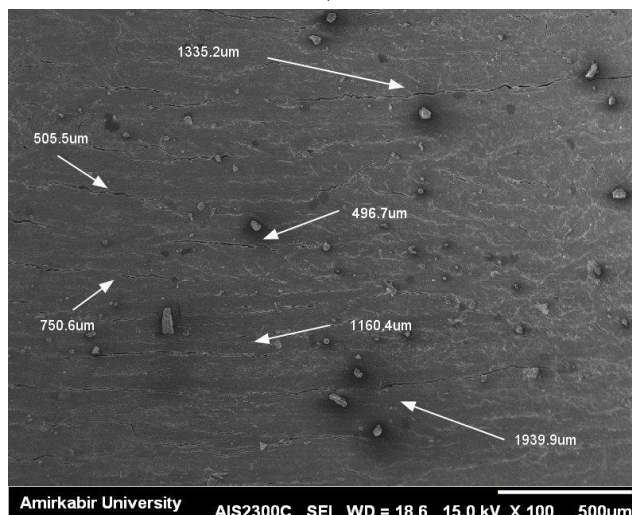
شکل ۵ اثر قطر ابزار بر روی کیفیت سطح



(الف)

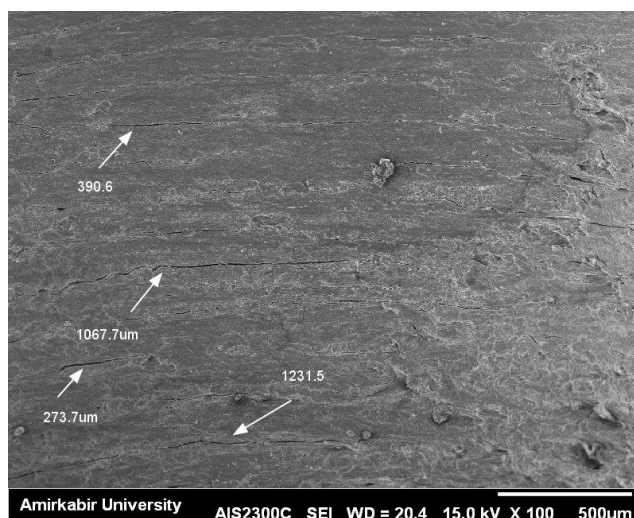


(ب)

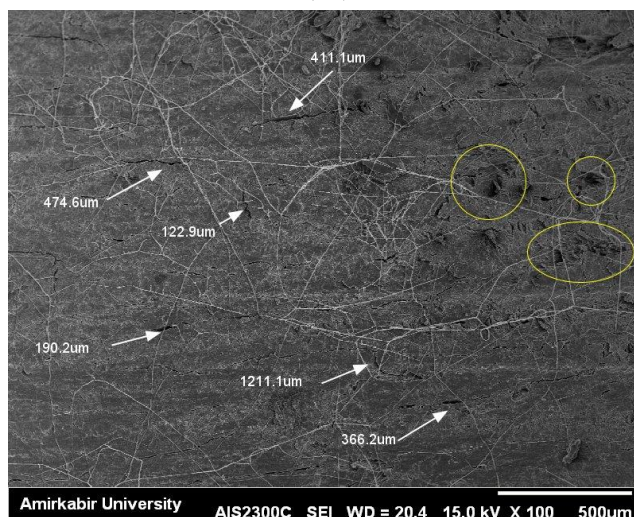


(ج)

شکل ۶ تصاویر میکروسکوپ الکترونی سوراخ‌کاری استخوان. الف) قطر ابزار ۴,۵ میلی‌متر، سرعت دورانی ۵۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۵۰ میلی‌متر بر دقیقه (ب) قطر ابزار ۴,۵ میلی‌متر، سرعت دورانی ۱۵۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۲۵۰۰ میلی‌متر بر دقیقه (ج) قطر ابزار ۴,۵ میلی‌متر، سرعت دورانی ۵۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۲۵۰۰ میلی‌متر بر دقیقه



(الف)



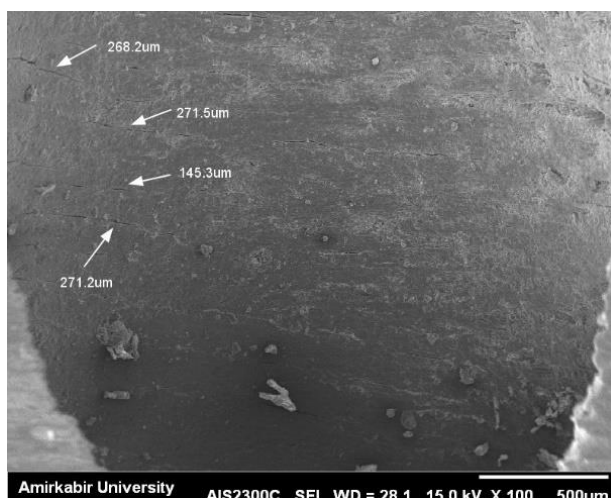
(ب)



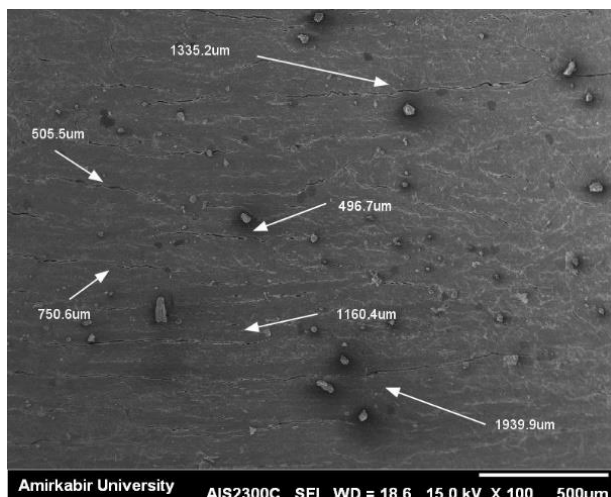
(ج)

شکل ۷ تصاویر میکروسکوپ الکترونی سوراخکاری استخوان. الف) قطر ابزار ۴,۵ میلی‌متر، سرعت دورانی ۵۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۵۰ میلی‌متر بر دقیقه (ب) قطر ابزار ۴,۵ میلی‌متر، سرعت دورانی ۵۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۱۰۰ میلی‌متر بر دقیقه (ج) قطر ابزار ۴,۵ میلی‌متر، سرعت دورانی ۵۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۱۵۰ میلی‌متر بر دقیقه

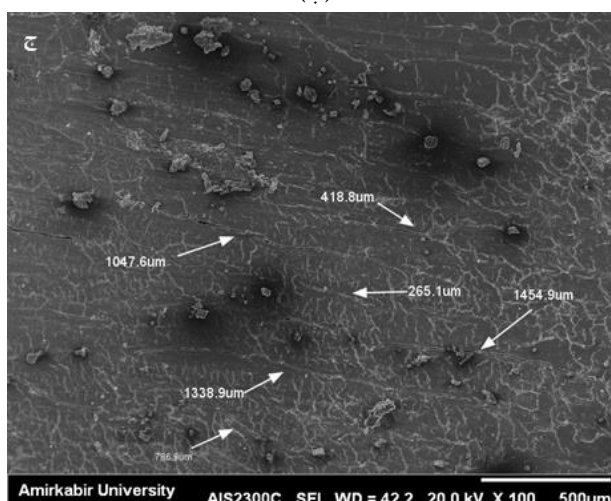
همچنین با بررسی تصاویر میکروسکوپ الکترونی سوراخ‌کاری استخوان با قطر ابزارهای ۲,۵، ۴,۵ و ۶ میلی‌متر، با افزایش قطر ابزار ترک افزایش یافته و در قطر ابزار ۶,۵ میلی‌متر حفره‌هایی بر روی سطح سوراخ‌کاری شده ایجاد شد (شکل ۸).



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۸ تصاویر میکروسکوپ الکترونی سوراخ‌کاری استخوان با نرخ پیشروی ۵۰ میلی‌متر بر دقیقه و سرعت دورانی ۲۵۰۰ دور بر دقیقه. الف) قطر ابزار ۲,۵ میلی‌متر ب) قطر ابزار ۴,۵ میلی‌متر ج) قطر ابزار ۶,۵ میلی‌متر

## ۴- نتیجه‌گیری

نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد نرخ پیشروی، سرعت دورانی و قطر ابزار بر روی کیفیت سطح استخوان در فرایند سوراخ‌کاری تاثیر می‌گذارد. نتایج کلی حاصل از این تحقیق به شرح زیر است.

- با افزایش پیشروی از ۵۰ تا ۱۵۰ میلی‌متر بر دقیقه با سرعت دورانی ۵۰۰ دور بر دقیقه، زبری سطح از ۱,۵۱ میکرومتر به ۱,۷۲ میکرومتر تغییر کرده است که می‌توان نتیجه گرفت با افزایش پیشروی، زبری سطح نیز افزایش می‌یابد.
- با افزایش سرعت دورانی از ۵۰۰ تا ۲۵۰۰ دور بر دقیقه، زبری سطح محل سوراخ‌کاری با سرعت پیشروی ۵۰ میلی‌متر بر دقیقه از ۱,۵۱ به ۱,۹۷ میکرومتر رسیده است؛ در نتیجه افزایش سرعت دورانی باعث افزایش زبری سطح خواهد شد.
- زبری سطح در سوراخ‌کاری با قطر ابزار کوچک‌تر کاهش یافته است به طوری که سوراخ‌کاری با قطر ابزار ۲,۵ میلی‌متر و سرعت دورانی ۲۵۰۰ دور بر دقیقه سطحی با زبری ۱,۳۲ میکرومتر ایجاد می‌کند؛ در صورتی که با همین شرایط سوراخ‌کاری و با قطر ابزار ۶,۵ میلی‌متر زبری سطح ۲,۲۵ میکرومتر است.
- با بررسی تصاویر میکروسکوپ الکترونی مشاهده شد، افزایش سرعت دورانی، نرخ پیشروی و قطر ابزار باعث لایه‌لایه شدن استخوان و ایجاد ترک‌ها در ریزساختار استخوان می‌شود.

## References

- [1] Alam K, Al-Ghaithi A, Piya S, Saleem A. In-vitro experimental study of histopathology of bone in vibrational drilling. *Medical engineering & physics*. 2019 May 1;67:78-87. doi: 10.1016/j.medengphy.2019.03.013
- [2] Torun Y, Öztürk A. A new breakthrough detection method for bone drilling in robotic orthopedic surgery with closed-loop control approach. *Annals of Biomedical Engineering*. 2020 Apr;48(4):1218-29. doi: 10.1007/s10439-019-02444-5
- [3] Pandey RK, Panda SS. Drilling of bone: A comprehensive review. *Journal of clinical orthopaedics and trauma*. 2013 Mar 1;4(1):15-30. doi: 10.1016/j.jcot.2013.01.002
- [4] Gupta V, Pandey PM, Mridha AR, Gupta RK. Effect of various parameters on the temperature distribution in conventional and diamond coated hollow tool bone drilling: a comparative study. *Procedia engineering*. 2017 Jan 1;184:90-8. doi: 10.1016/j.proeng.2017.04.074
- [5] Alam K. Experimental and numerical investigation of cracking behavior of cortical bone in cutting. *Technology and Health Care*. 2014 Jan 1;22(5):741-50. doi: 10.3233/THC-140848
- [6] Tuijthof GJ, Frühwirth C, Kment C. Influence of tool geometry on drilling performance of cortical and trabecular bone. *Medical engineering & physics*. 2013 Aug 1;35(8):1165-72. doi: 10.1016/j.medengphy.2012.12.004
- [7] Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2008 Jan;128:71-7. doi: 10.1007/s00402-007-0427-3
- [8] Jacobs CR, Temiyasathit S, Castillo AB. Osteocyte mechanobiology and pericellular mechanics. *Annual review of biomedical engineering*. 2010 Aug 15;12(1):369-400. doi: 10.1146/annurev-bioeng-070909-105302
- [9] Fallah MM, Mohamadi M, Sheikhi M, Shakouri E, Panahizadeh V. Analytical investigation of influence of rotational speed and feed rate on temperature elevation in jawbone drilling. *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*. 2022 Mar 21;9(1):54-62. doi: 10.22034/ijme.2022.155986 [In Persian]
- [10] Chen JH, Liu C, You L, Simmons CA. Boning up on Wolff's Law: mechanical regulation of the cells that make and maintain bone. *Journal of biomechanics*. 2010 Jan 5;43(1):108-18. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.09.016
- [11] Karaca F, Aksakal B, Kom M. Effects of bone drilling on local temperature and bone regeneration: an in vivo study. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. 2014 Jan 1;48(3):326-32. doi: 10.3944/AOTT.2014.3074
- [12] Tahmasbi V, Rabiee AH, Qasemi R, Qasemi M. Intelligent modeling of cutting force in bone micromilling process by fuzzy logic. *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*. 2023 Feb 20;9(12):54-62. doi: 10.22034/ijme.2023.407192.1809 [In Persian]
- [13] Alam K, Qamar SZ, Iqbal M, Piya S, Al-Kindi M, Qureshi A, Al-Ghaithi A, Al-Sumri B, Silberschmidt VV. Effect of drill quality on biological damage in bone drilling. *Scientific Reports*. 2023 Apr 17;13(1):6234. doi: 10.1038/s41598-023-33381-y
- [14] Rugova S, Abboud M. Standardized Testing for Thermal Evaluation of Bone Drilling: Towards Predictive Assessment of Thermal Trauma. *Bioengineering*. 2024 Jun 24;11(7):642. doi: 10.3390/bioengineering11070642

- [15] Zhai Y, Han G, Gao Q, Zhang W, Bai W. Experimental investigation on longitudinal torsional ultrasonic vibration milling for cortical bone. *Journal of Manufacturing Processes*. 2024 Jun 30;120:529-41. doi: [10.1016/j.jmapro.2024.04.072](https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2024.04.072)
- [16] Tahmasbi V, Qasemi M, Ghasemi R, Gholami R. Experimental study and sensitivity analysis of force behavior in cortical bone milling. *Medical Engineering & Physics*. 2022 Jul 1;105:103821. doi: [10.1016/j.medengphy.2022.103821](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2022.103821)
- [17] Pell DJ, Soshi M. Analysis and optimization of bone machining for robotic orthopedic surgeries. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*. 2018 Aug;14(4):e1910. doi: [10.1002/rcs.1910](https://doi.org/10.1002/rcs.1910)
- [18] Ein-Afshar MJ, Shahrezaee M, Shahrezaee MH, Sharifzadeh SR. Biomechanical evaluation of temperature rising and applied force in controlled cortical bone drilling: an animal in vitro study. *Archives of Bone and Joint Surgery*. 2020 Sep;8(5):605. doi: [10.22038/abjs.2020.45014.2233](https://doi.org/10.22038/abjs.2020.45014.2233)