

بهینه سازی پارامترهای مؤثر بر نکرور حرارتی استخوان با استفاده از الگوریتم ژنتیک

چکیده: این مقاله به تحلیل تأثیر پارامترهای مرتبط با سوراخکاری سرعت بالای استخوان، شامل سرعت دورانی، نرخ پیشروی و قطر مته بر ایجاد نکرور حرارتی می پردازد. در این مقاله، ابتدا اثرات متقابل پارامترهای مؤثر بر دمای فرآیند سوراخکاری تحلیل شد. سپس، یک مدل رگرسیون غیرخطی با دقت بالا برای توصیف رابطه بین متغیرهای عملیاتی و دمای موضعی ارائه گردید. در نهایت، نتایج نشان داد که سرعت دورانی بالاتر از ۴۰۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی بیش از ۳۰ میلی متر بر دقیقه دمای استخوان را به حد بحرانی نکرور حرارتی نزدیک می کند. بنابراین، از الگوریتم ژنتیک برای بهینه سازی، تنظیم پارامترها و حفظ دما در سطح ایمن ۳۷ درجه سانتی گراد استفاده شد. علاوه بر این، شبیه سازی‌ها توانستند ترکیب مناسبی از پارامترها را برای حفظ دما شناسایی کنند. همچنین، اعتبارسنجی تجربی نتایج نشان داد که اختلاف میان داده های پیش بینی شده و واقعی کمتر از ۱ درجه سانتی گراد است. در مجموع، این پژوهش اثربخشی الگوریتم ژنتیک را در بهینه سازی فرآیند سوراخکاری با کاهش آسیب های حرارتی نشان می دهد و نتایج حاصل از آن می تواند در جراحی های ارتوپدی و دندانپزشکی مورد استفاده قرار گیرد.

واژه های راهنما: سوراخکاری استخوان، نکرور حرارتی، الگوریتم ژنتیک، بهینه سازی چندهدفه، روش سطح پاسخ

رضا سعیدی

ابواسحق

دانشجوی کارشناسی ارشد
مهندسی برق

فرید ستوده*

دانشیار،
گروه مهندسی برق،
دانشگاه صنعتی اراک، اراک

قدرت اله طاهری

دانشجوی کارشناسی ارشد
مهندسی مکانیک

وحید طهماسبی

دانشیار،
گروه مهندسی مکانیک،
دانشگاه صنعتی اراک، اراک

مقاله علمی پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۴/۰۱/۱۸

بازنگری: ۱۴۰۴/۰۲/۱۵

پذیرش: ۱۴۰۴/۰۳/۰۳

Reza Saeidi
Abueshaghi
MSc. Student in Electrical
Engineering

Farbod Setoudeh*
Associate Professor,
Mechanical Engineering
Department, Arak
University of Technology,
Arak

Ghodratollah Taheri
MSc. Student in Mechanical
Engineering

Vahid Tahmasbi
Associate Professor,
Mechanical Engineering
Department, Arak
University of Technology,
Arak

Optimization of parameters influencing bone thermal necrosis using genetic Algorithm

Abstract: This study investigates the influence of critical parameters in high speed bone drilling namely, rotation speed, feed rate, and drill diameter on the risk of thermal necrosis. In this paper Initially, the interactions among these parameters and their effects on drilling induced temperature were comprehensively analyzed. A high precision nonlinear regression model was then developed to accurately describe the relationship between operational variables and the resulting local temperature. Finally, The results demonstrated that rotation speeds exceeding 4000 rpm and feed rates above 30 mm/min elevated bone temperature dangerously close to the threshold for thermal necrosis. As a result, To mitigate this risk, genetic algorithm was applied to optimize these parameters, ensuring the bone temperature remained at a safe level of 37°C. Also, simulations identified optimal combinations of operational variables to maintain safe temperature levels, which were experimentally validated with discrepancies of less than 1°C between predicted and actual measurements. Also this research underscores the efficiency of genetic algorithm in optimizing drilling processes to minimize thermal damage, offering valuable implications for safer practices in orthopedic and dental surgeries.

Keywords: Bone, Drilling, Thermal necrosis, Optimization, Temperature reduction, Response surface methodology

۱- مقدمه

می‌شود. شایان توجه است که در این فرآیند، بخشی از گرمای تولید شده طی عملیات سوراخکاری استخوان می‌تواند از طریق جریان خون و مایعات میان‌بافتی پراکنده شده و قسمتی دیگر از آن نیز توسط براده‌ها به محیط بیرونی منتقل گردد. اما در عین حال، بخشی از حرارت از طریق انتقال حرارت رسانی، به استخوان می‌زبان منتقل می‌شود. از طرفی استخوان، رسانای ضعیف گرما محسوب می‌شود، به طوری که ضریب هدایت حرارتی قشر خارجی استخوان تازه، در محدوده ۰/۳۸ تا $2/3 \text{ W/Mk}$ گزارش شده است [۸]. این بدان معناست که حرارت تولیدشده در طول فرآیند قادر به انتشار سریع از استخوان به محیط اطراف نیست و در نتیجه دمای موضعی در محل سوراخکاری افزایش می‌یابد. افزایش دما در این نقطه سبب تغییر ماهیت آنزیم آلکالین فسفاتاز استخوان می‌شود که به نوبه خود منجر به بروز نکروز حرارتی و مرگ سلولی شده و در نهایت موجب تخریب بافت استخوانی و کاهش مقاومت مکانیکی محل سوراخکاری خواهد شد [۹]. این مسأله 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 مهار کننده شکستگی را نگه دارند. به طور کلی، آسیب حرارتی وارده به استخوان در موضع شکستگی، منجر به ایجاد مشکلاتی در برهم کنش بین پیچ نگهدارنده و استخوان می‌شود و نهایتاً جوش خوردگی استخوان در جهت و زاویه مطلوب صورت نخواهد پذیرفت. بنابراین، به دلیل فوق می‌بایست جوانب احتیاط برای به حداقل رسانیدن میزان ازدیاد دما در موضع سوراخکاری در نظر گرفته شود [۱۰ و ۱۱]. علاوه بر این، در جراحی ارتوپدی، تثبیت صحیح پیچ‌ها در استخوان برای تضمین بهبودی بیمار بسیار مهم است. با این حال، عوارضی مانند شل شدن پیچ‌ها، شکستگی استخوان یا تثبیت ضعیف می‌تواند ناشی از پروتکل‌های نامناسب درج پیچ‌ها باشد. یکی از مواردی که به منظور به حداقل رساندن آسیب حرارتی و شکست مکانیکی در روش‌های ارتوپدی حائز اهمیت است، تعیین قطر بهینه قبل از سوراخکاری در سرعت‌های بالا برای تثبیت ایمن پیچ‌ها می‌باشد [۱۲]. در این میان، شبیه سازی کامپیوتری سوراخکاری جهت پیش بینی دقیق نکروزهای حرارتی و نیروها، نظیر استفاده از روش المان محدود اهمیت بالایی دارد [۱۳].

افزون بر این، با توجه به اینکه در حین فرآیند سوراخکاری استخوان مهم‌ترین عارضه، آسیب گرمایی در بافت استخوان می‌باشد. جهت جلوگیری از آسیب گرمایی در بافت استخوان، افزایش سرعت چرخشی مته یا سوراخکاری سرعت بالا یکی از راهکارهای عملی می‌باشد، زیرا سوراخکاری سرعت بالا، میزان

سوراخکاری استخوان به‌عنوان یکی از مراحل حیاتی در جراحی‌های ارتوپدی، دندانپزشکی و ترمیم‌های استخوانی، همواره با چالش‌های فنی و بیولوژیکی همراه است. یکی از مهم‌ترین مخاطرات این فرآیند، افزایش دمای موضعی ناشی از اصطکاک و تغییر شکل پلاستیک براده‌ها است که در سرعت‌های بالا تشدید می‌شود. این افزایش دما در صورت عبور از آستانه بحرانی (حدود ۴۷ درجه سانتی‌گراد) می‌تواند منجر به نکروز حرارتی بافت، تاخیر در ترمیم و حتی عدم موفقیت جراحی شود. با وجود مطالعات گسترده در زمینه سوراخکاری استخوان، نقش پارامترهای عملیاتی (مانند سرعت دورانی، نرخ پیشروی مته، هندسه ابزار و روش‌های خنک‌سازی) در کنترل دمای تولیدشده هنوز به‌طور کامل شناخته نشده است [۱ و ۲]. این پژوهش با هدف مدل‌سازی دمای سوراخکاری در سرعت‌های بالا و تحلیل پارامترهای کلیدی، به ارائه راهکارهایی برای بهینه‌سازی فرآیند و کاهش آسیب‌های حرارتی می‌پردازد. یافته‌های این پژوهش می‌تواند به ارتقای استانداردهای جراحی و توسعه پروتکل‌های ایمن تر در حوزه پزشکی کمک کند. اصولاً فرآیند سوراخکاری استخوان و کنترل دمای آن به‌عنوان یک چالش کلیدی در جراحی‌های پزشکی، توجه محققان بسیاری را به خود جلب کرده است. مطالعات پیشین با تمرکز بر پارامترهای مؤثر مانند سرعت دورانی مته، نرخ پیشروی، هندسه ابزار و روش‌های خنک‌سازی، راهکارهای متنوعی را برای بهینه‌سازی این فرآیند ارائه داده‌اند [۳]. به‌عنوان مثال سینک‌ها و همکارانش با استفاده از روش تاگوچی، سرعت ۱۰۰۰ دور بر دقیقه و نرخ پیشروی ۵۰ میلی‌متر بر دقیقه را به‌عنوان مقادیر بهینه برای کاهش آسیب حرارتی معرفی نمودند [۴]. به طور کلی فرآیند سوراخکاری استخوان در جراحی‌های ارتوپدی با هدف نمونه‌برداری یا ایجاد سوراخ‌هایی در استخوان برای مقاصد پزشکی و نصب ایمپلنت صورت می‌پذیرد [۵-۷]. با این حال، روش سوراخکاری سنتی نیاز به نیروی سوراخکاری بیشتری دارد که منجر به دمای سوراخکاری بالاتر می‌شود. همچنین، بهبودی بیماران پس از جراحی با این روش، زمان زیادی می‌برد و باعث آسیب حرارتی و حتی نکروز حرارتی استخوان انسان می‌شود که نیاز به مطالعه بیشتر دارد [۷]. در این فرآیند، جراح به منظور حصول اطمینان از نفوذ یکنواخت مته به استخوان، ملزم به اعمال فشار عمودی به ابزار سوراخکاری می‌باشد. این مسأله، 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

پیشین، استفاده از روش‌های بهینه‌سازی است که نتایج مطلوبی ارائه نمی‌کنند و نتایج به‌دست آمده توسط این روش‌ها، اختلاف قابل توجهی با اهداف مورد نظر دارند [۲۴]. در نتیجه، در این پژوهش ابتدا تلاش شد یک مدل دقیق استخراج شود و سپس با بهره‌گیری از این مدل و یک روش بهینه‌سازی مناسب، مقادیر بهینه به گونه‌ای به‌دست آمد که انتظارات را برآورده سازد.

۲- مواد و روش‌ها

در این پژوهش، با استناد به نتایج پژوهش‌های جامعی که در این زمینه انجام شده است [۸ و ۱۴]، سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی و قطر ابزار به عنوان مهم‌ترین فاکتورهای ورودی فرآیند در نظر گرفته می‌شوند که طراحی آزمایشات در نرم افزار Design-Expert بر این اساس انجام شده است (جدول (۲))، به طور کلی طراحی آزمایشات در این نرم افزار بدین صورت انجام می‌شود که تعداد آزمایشات مطابق با رابطه (۱) به‌دست می‌آید و در نهایت بر اساس مقادیر اولیه مشخص شده برای هر یک از متغیرهای ورودی، باید آزمایشات به گونه‌ای طراحی شوند که مقدار متغیرهای مشخص شده برای هر یک از آزمایشات با سایر آزمایشات یکسان نباشد (جدول (۱)) [۲۵]. همچنین در این پژوهش، مقادیر اولیه برای هر آزمایش با دقت انتخاب شده است. برای مثال، با استناد به پژوهش‌های پینتر و همکارانش [۲۶] و دی کاتر و همکارانش [۲۷]، قطر مته‌ها با دقت بالا تعیین شده تا کاملاً با اندازه پیچ‌های مورد استفاده در اتل‌های پزشکی تناسب داشته باشد و نیازهای خاص این حوزه تخصصی را برآورده کند. در خصوص سرعت دورانی، باید توجه داشت که در فرآیند سوراخکاری سرعت بالا، سرعت معمولاً از ۱۰۰۰۰ دور در دقیقه فراتر می‌رود. بنابراین، در طراحی آزمایشات، با در نظر گرفتن این مقدار و محدودیت حداکثر سرعت دستگاه آزمایشگاهی مورد استفاده که ۱۸۰۰۰ دور در دقیقه است، مقادیر مشخصی از سرعت شامل حداقل، حداکثر و متوسط انتخاب شده است. علاوه بر این، نرخ پیشروی در فرآیند سوراخکاری استخوان معمولاً بین ۱۰ تا ۵۰ میلی‌متر در دقیقه است [۲۸]. بنابراین مقادیر حداقل، حداکثر و متوسط این محدوده به‌عنوان معیارهایی برای طراحی و اجرای آزمایشات در نظر گرفته شده است.

$$N=2K(K-1)+C_0 \quad (1)$$

K: تعداد متغیرها

C₀: نقاط مرکزی که مقدار آن زمانی که تعداد متغیرها ۳ و بالاتر باشد معمولاً ۳ است و زمانی که تعداد متغیرها کمتر از ۳ باشد

ازدیاد دمای نسبتاً کمتری نسبت به سوراخکاری معمولی ایجاد می‌کند [۱۴]. از طرفی، سوراخکاری سرعت بالا منجر به افزایش میزان تخلیه حرارت به خارج به‌وسیله براده‌ها و در نتیجه کاهش میزان ازدیاد دمای موضع سوراخکاری تا حد مجاز می‌گردد که در نهایت این موضوع سبب جلوگیری از بروز نکرور حرارتی استخوان می‌شود [۱۵]. همچنین افزایش سرعت چرخشی مته و خنک‌کاری خارجی به میزان قابل توجهی از دمای بیشینه ایجاد شده می‌کاهد [۱۶]. طبق مطالعات صورت گرفته، افزایش سرعت چرخشی مته از ۴۰۰ دور در دقیقه تا ۷۰۰۰ دور در دقیقه تأثیر مستقیمی بر کاهش دمای فرآیند سوراخکاری استخوان دارد. همچنین افزایش سرعت چرخشی مته از ۷۰۰۰ دور در دقیقه تا ۲۴۰۰۰ دور در دقیقه باعث افزایش دمای فرآیند سوراخکاری استخوان شده و افزایش سرعت چرخشی مته تا ۴۰۰۰۰ دور در دقیقه نیز باعث کاهش دمای فرآیند سوراخکاری استخوان می‌شود [۱۷]. در مقابل، با توجه به اینکه افزایش بیش از حد و کنترل نشده سرعت چرخشی مته نیز می‌تواند باعث آسیب گرمایی در بافت استخوان گردد، لذا دستیابی به بهینه‌ترین مقدار سرعت دورانی بسیار پر اهمیت می‌باشد [۱۸]. در مطالعه‌ای، پژوهشگران با بهره‌گیری از روش بهینه‌سازی سطح پاسخ، مناسب‌ترین مقادیر برای نرخ پیشروی، سرعت دورانی ابزار و قطر ابزار را تعیین کردند. نتایج در محدوده آزمایش‌ها نشان دادند که کمترین دمای ایجادشده در بافت استخوان ران گاو و کمترین نیروی محوری واردشده به استخوان ران گاو به نرخ پیشروی ۵۰ میلی‌متر بر دقیقه، سرعت دوران ابزار ۱۱۷۷۸ دور بر دقیقه و قطر ابزار ۲ میلی‌متر اختصاص دارد [۱۹]. همچنین در پژوهشی دیگر، با استفاده از روش تاگوچی، بهینه‌سازی سرعت دورانی و نیروی محوری انجام شد [۲۰]. اخیراً نیز مطالعه‌ای با هدف بهینه‌سازی پارامترهای سوراخکاری استخوان با سرعت بالا با آزمایش‌هایی بر روی استخوان خوک با استفاده از آرایه متعامد تاگوچی L27 انجام شده است، که در آن برای به حداقل رساندن افزایش دما و نیروی سوراخکاری، با استفاده از تحلیل رابطه‌ای خاکستری و ارزیابی تناسبی پیچیده تصمیم‌گیری چند معیاره انجام شده است [۲۱].

علاوه بر این، مطالعات دیگری نیز با مدل‌سازی و بهینه‌سازی به روش سطح پاسخ نشان دادند که افزایش سرعت چرخشی مته منجر به کاهش دمای فرآیند سوراخکاری استخوان می‌شود [۲۲] و [۲۳]. با این حال، همانگونه که مشاهده می‌شود، با وجود پژوهش‌های گسترده، تاکنون هیچ آزمایش دقیقی طراحی، اجرا و تحلیل نشده است. بنابراین، این پژوهش بصورت عمیق و جامع به این موضوع پرداخته است. یکی از مشکلات عمده پژوهش‌های

از سوی دیگر، پس از طراحی آزمایشات، اجرای عملی آن‌ها بصورت زیر انجام می‌شود تا دمای مورد نظر برای هر آزمایش تعیین گردد. البته باید توجه داشت که عوامل بیرونی نیز می‌توانند بر دمای خروجی تأثیر بگذارند و باعث نمایش دماهای متفاوت در مراحل مختلف فرآیند سوراخکاری استخوان شوند. بنابراین، بالاترین دمای اندازه‌گیری شده در حین سوراخکاری به عنوان دمای معتبر آزمایش فرآیند در نظر گرفته می‌شود تا به اطمینان‌پذیری داده‌های به‌دست‌آمده کمک کند.

در این پژوهش، در انجام آزمایشات از استخوان ران تازه گاو (سن حدود ۲/۵ الی ۴ سال) استفاده شده است. علاوه بر این، در انجام آزمایشات از بخش دیافیز ران گاو که طولی حدود ۱۳۵ میلی‌متر دارد (شکل (۱)) و ضخامت استخوان کورتیکال در این قسمت بین ۵ تا ۸ میلی‌متر است، بهره گرفته شده است. در شکل (۲) نمایی از نمونه استخوان برش خورده از وسط که در آزمایشات به کار رفته است، قابل مشاهده می‌باشد. از سوی دیگر، جهت انجام آزمایشات فرآیند سوراخکاری، از یک موتور سرعت بالای مجزا با برند Hertz و توان ۲/۲ کیلووات با حداکثر سرعت دورانی ۱۸۰۰۰ دور بر دقیقه استفاده شده است. در شکل (۳) نمونه کامل تجهیزاتی که در آزمایشات استفاده شده است، قابل مشاهده می‌باشد.

همچنین به منظور اطمینان از حداکثر دقت در اندازه‌گیری، از یک سنسور کالیبره شده که از بهترین تجهیزات پردازنده برای اندازه‌گیری دما می‌باشد، استفاده شده است. دقت اندازه‌گیری این سنسور ۰/۱ درجه سانتی‌گراد می‌باشد. در نهایت، پس از انجام آزمایشات سوراخکاری استخوان، دماهای حاصل برای سوراخکاری سرعت بالا در جدول (۳) آورده شده است.



شکل ۱ نمونه استخوان کامل ران گاو



شکل ۲ نمونه استخوان برش خورده

مقدار آن صفر می‌باشد. همچنین، فرآیند طراحی آزمایشات در جدول (۱) نشان داده شده است. افزون بر این، آزمایشات طراحی شده توسط نرم افزار Design-Expert برای فرآیند سوراخکاری سرعت بالا در جدول (۲) نشان داده شده است.

جدول ۱ نمونه جدول طراحی آزمایشات

آزمایش	متغیر ۱	متغیر ۲
۱	a	c
۲	a	d
۳	b	c
۴	b	d

در جدول (۱) مقدار ورودی متغیرها برای متغیر ۱ برابر با (a, b) و برای متغیر ۲ برابر با (c, d) می‌باشد.

جدول ۲ آزمایشات طراحی شده توسط نرم افزار Design-Expert برای فرآیند سوراخکاری سرعت بالا

آزمایش	سرعت دورانی	نرخ پیشروی (میلی‌متر بر دقیقه)	قطر (میلی‌متر)
۱	۱۰۰۰۰	۱۰	۲/۵
۲	۱۸۰۰۰	۱۰	۲/۵
۳	۱۰۰۰۰	۵۰	۲/۵
۴	۱۸۰۰۰	۵۰	۲/۵
۵	۱۰۰۰۰	۱۰	۴/۵
۶	۱۸۰۰۰	۱۰	۴/۵
۷	۱۰۰۰۰	۵۰	۴/۵
۸	۱۸۰۰۰	۵۰	۴/۵
۹	۱۰۰۰۰	۳۰	۴
۱۰	۱۸۰۰۰	۳۰	۴
۱۱	۱۴۰۰۰	۱۰	۴
۱۲	۱۴۰۰۰	۵۰	۴
۱۳	۱۴۰۰۰	۳۰	۲/۵
۱۴	۱۴۰۰۰	۳۰	۴/۵
۱۵	۱۴۰۰۰	۳۰	۴
۱۶	۱۴۰۰۰	۳۰	۴
۱۷	۱۴۰۰۰	۳۰	۴

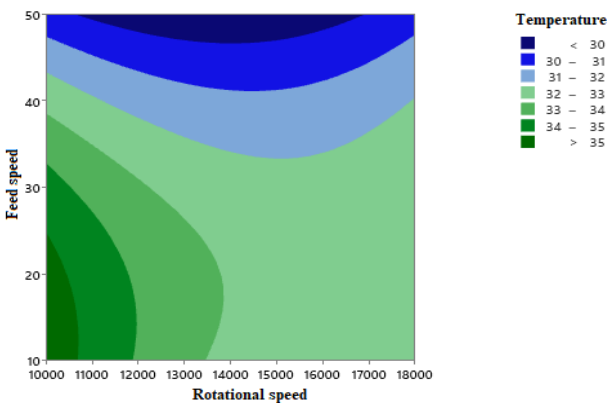
Minitab2023 و روش سطح پاسخ استفاده نمودیم. به طور کلی بر اساس نتایج حاصل از این روش، برای دستیابی به دمای مورد نظر (۳۷ درجه سانتی گراد)، نتایج به دست آمده در اشکال (۴) تا (۶) قابل مشاهده می باشد، در این حالت، سرعت دورانی ۱۰۰۰۰ دور بر دقیقه، نرخ پیشروی ۱۰ میلی متر بر دقیقه و قطر مته ۳ میلی متر می باشد. همچنین، با استفاده از مقادیر بهینه به دست آمده، یک آزمایش سوراخکاری استخوان با استفاده از دستگاه فرز مدل تبریز PF4 انجام دادیم، که ابتدا تجهیزات مورد نظر را دقیق تنظیم کردیم و با استفاده از مقادیر بهینه به دست آمده، به ترتیب اول پیشروی را تنظیم کردیم، دوم سرعت مدنظر را تنظیم کردیم، سوم گیره و نگهدارنده استخوان را ساعت کردیم، چهارم استخوان کورتیکال را بسته، پنجم سنسور دما را تنظیم کردیم، ششم سنسور مدنظر را در نقطه ای که سوراخکاری انجام شد نصب کردیم، سپس با فاصله استاندارد در نقطه ای که مقادیر دستگاهی همان مقادیر بهینه بودند، سوراخکاری را شروع و در پایان دما را ثبت نمودیم. در نتیجه، دمای ثبت شده ۵ درجه بالاتر از دمای مطلوب یعنی ۳۷ درجه سانتی گراد بود. لذا استفاده از روشی دقیق تر برای بهینه سازی فرآیند سوراخکاری استخوان ضروری است. برای این منظور، از الگوریتم ژنتیک برای بهینه سازی این فرآیند بهره بردیم که در ادامه به طور کامل به آن خواهیم پرداخت.



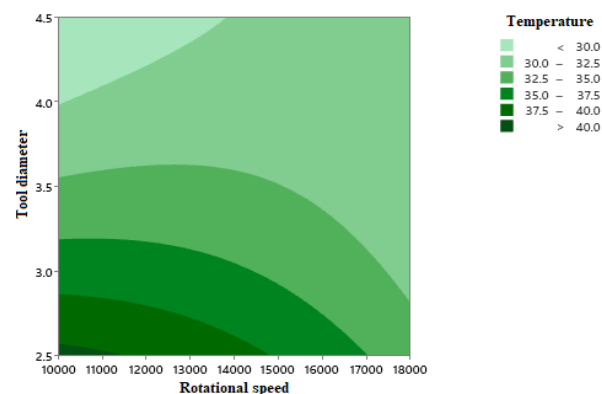
شکل ۳ نمونه کامل تجهیزات مورد استفاده در آزمایشات

جدول ۳ میزان دمای اندازه گیری شده برای آزمایشات سوراخکاری سرعت بالا

آزمایش	دما (درجه سانتی گراد)
۱	۴۵/۱۳
۲	۳۴/۷۸
۳	۳۴/۵
۴	۳۲/۲
۵	۲۸/۴
۶	۳۰/۴۱
۷	۲۷/۶۳
۸	۳۰/۲
۹	۳۰/۱
۱۰	۳۲/۳
۱۱	۲۹/۶
۱۲	۲۷/۶
۱۳	۴۱/۲
۱۴	۲۹/۴۴
۱۵	۳۳/۴۳
۱۶	۲۹
۱۷	۳۳/۸



شکل ۴ سطوح پاسخ سرعت دورانی و نرخ پیشروی

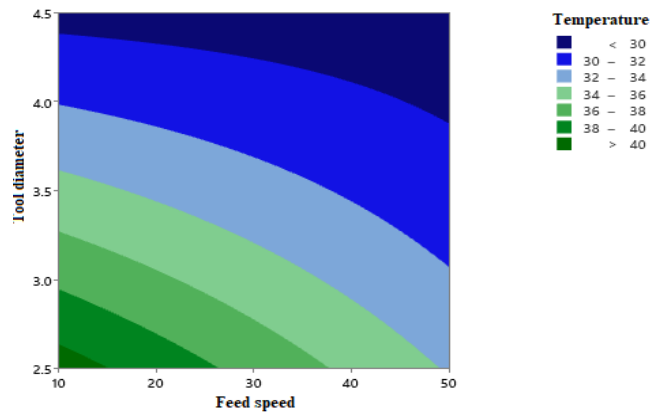


شکل ۵ سطوح پاسخ سرعت دورانی و قطر مته

۳- آنالیز تأثیر پارامترها روی دمای سوراخکاری

به منظور بررسی تأثیر پارامترهای مختلف نظیر سرعت دورانی، نرخ پیشروی و قطر مته روی دمای سوراخکاری، ابتدا از نرم افزار

$$Y = 111.973259073424 - 1.12855217014409E-06X_1 - 0.207397246902556X_2 - 37.2535191723495X_3 - 9.76406575755561E-08X_1^2 - 0.00571294767067169X_2^2 + 3.17109457564177X_3^2 + 1.18593750000000E-05X_1 * X_2 + 0.000604732142857143X_1 * X_3 + 0.0825535714285714X_2 * X_3 \quad (2)$$

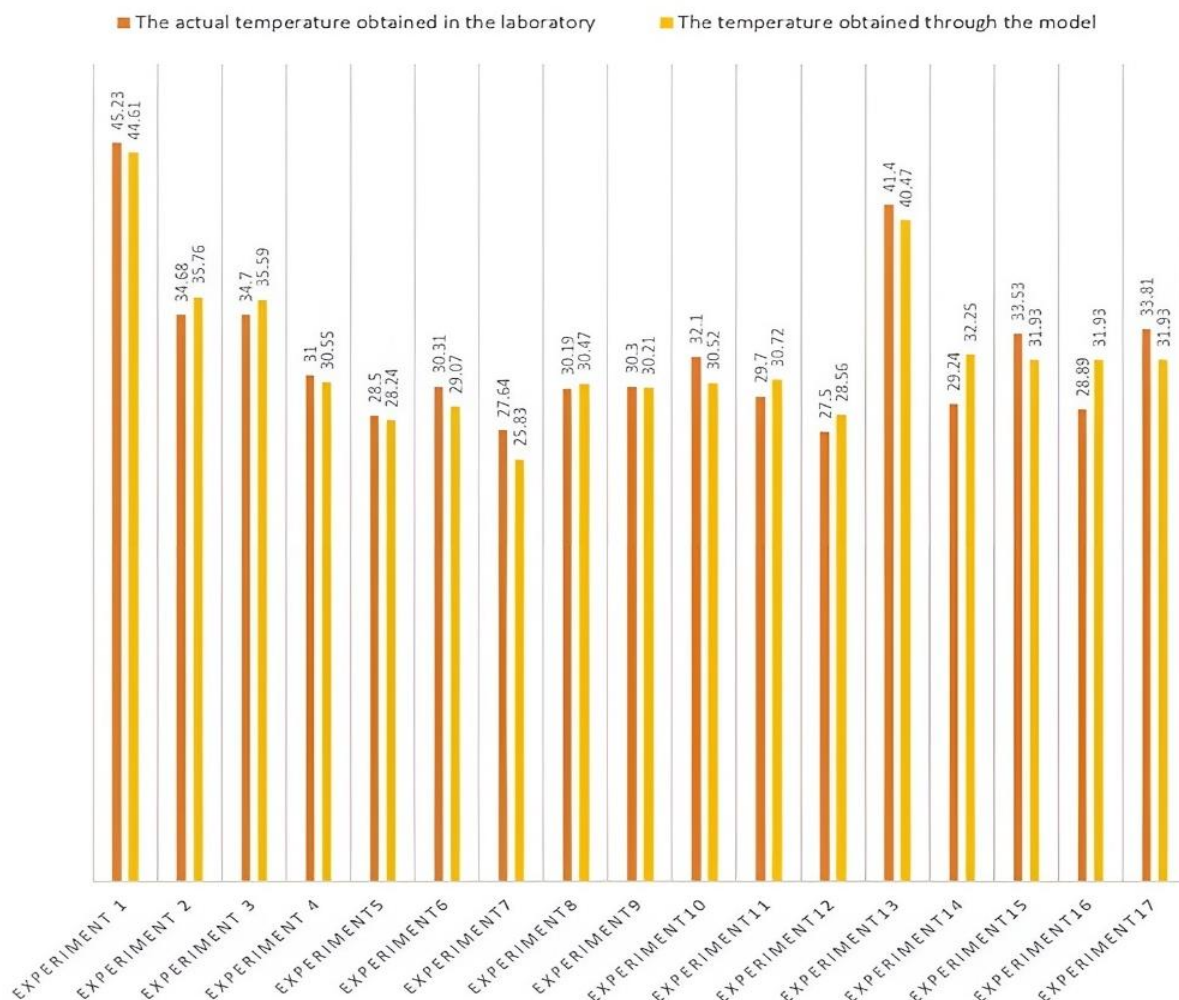


شکل ۶ سطوح پاسخ نرخ پیشروی و قطر مته

جهت ارزیابی دقت مدل به دست آمده، همان طور که در شکل (۷) قابل مشاهده می باشد، با مقایسه دماهای واقعی به دست آمده در آزمایشگاه و دماهای به دست آمده از طریق مدل که بسیار نزدیک به هم می باشند، می توان گفت مدل به دست آمده از دقت بسیار خوبی برخوردار می باشد.

۴- تنظیم دمای سوراخکاری با استفاده از الگوریتم ژنتیک

ابتدا با استفاده از روش کمترین مربعات خطا، مدل رگرسیون غیرخطی طبق رابطه زیر محاسبه می شود.



شکل ۷ مقایسه دماهای واقعی به دست آمده در آزمایشگاه با دماهای به دست آمده از مدل سوراخکاری سرعت بالا

در این رابطه p نشان دهنده فرزند، v_1 نشان دهنده والد ۱ و v_2 نشان دهنده والد ۲ می باشد.

۵- جهش

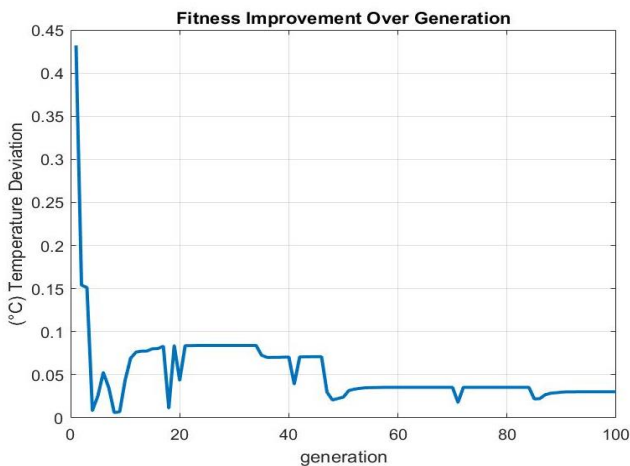
با احتمال ۵٪ مقدار یک ژن را بصورت تصادفی در محدوده مجاز تغییر می دهیم.

۶- جایگزینی نسل

نسل جدید را جایگزین نسل قدیم کرده و فرآیند را برای ۱۰۰ نسل تکرار می کنیم.

گام ۴: تحلیل نتایج

به منظور بهبود تابع هزینه در طول نسلها نمودار اختلاف دما در طول نسلها در شکل (۸) نشان داده شده است.



شکل ۸ تغییر تابع هزینه بر حسب تعداد نسلها

به طور کلی، اختلاف دما در طول نسلها به طور مستمر کاهش می یابد. همچنین، مقادیر بهینه سرعت دورانی، نرخ پیشروی و قطر مته در جدول (۵) نشان داده شده است. علاوه بر این، با انجام آزمایش سوراخکاری استخوان براساس مقادیر بهینه به دست آمده و صحت سنجی نتایج حاصل، اختلاف ناچیزی کمتر از ۱ درجه سانتی گراد نسبت به دمای هدف (۳۷ درجه سانتی گراد) مشاهده گردید. این امر نشان دهنده دقت بالای این روش بهینه سازی است.

جدول ۵ مقادیر بهینه پارامترها

سرعت	نرخ پیشروی	قطر مته	دمای محاسبه شده	دمای واقعی
۱۵۶۶۰/۶۴	۱۴/۸۸	۴/۱۶	۳۷/۰۱	۳۷/۵

همچنین، برای محاسبه پارامترهای بهینه (سرعت دورانی، نرخ پیشروی و قطر مته) جهت رسیدن به دمای ۳۷ درجه سانتی گراد با استفاده از الگوریتم ژنتیک، بصورت زیر عمل می شود:

گام ۱: تعریف تابع هدف (Fitness Function)

تابع هدف، اختلاف بین دمای تخمین زده شده توسط مدل و دمای مطلوب را کمینه می کند.

$$\text{fitness} = \left| T - 37 \right| \quad (3)$$

گام ۲: تعریف محدوده پارامترها

محدوده پارامترها براساس داده های جدول (۴) است.

جدول ۴ محدوده مجاز پارامترها

ردیف	پارامتر	نماد	محدوده مجاز	واحد
۱	سرعت دورانی	X_1	۱۰۰۰۰ تا ۱۸۰۰۰	دور بر دقیقه
۲	نرخ پیشروی	X_2	۱۰ تا ۵۰	میلی متر بر دقیقه
۳	قطر مته	X_3	۲/۵ تا ۴/۵	میلی متر

گام ۳: پیاده سازی الگوریتم ژنتیک

۱- جمعیت اولیه

تعداد کروموزومها (اندازه جمعیت) به تعداد ۵۰ در نظر گرفته می شود. هر کروموزوم شامل سه ژن (X_1, X_2, X_3) در محدوده مجاز تعریف شده می باشد.

۲- محاسبه تابع هزینه

برای هر کروموزوم، دمای تخمین زده شده، توسط مدل ذکر شده در معادله (۲) در نظر گرفته می شود.

۳- انتخاب والدین

از روش چرخ رولت یا تورنومنت برای انتخاب والدین براساس تابع هزینه استفاده می شود.

۴- تقاطع

از روش تک نقطه ای یا یونیفرم برای ترکیب ژن های والدین طبق رابطه زیر استفاده می شود.

$$p = \alpha v_1 + (1 - \alpha) v_2 \quad (4)$$

۵- نتیجه گیری

2018, doi:
<https://doi.org/10.1177/09544119251321134>.

- [4] G. Singh, V. Jain, and D. Gupta, "Multi-objective performance investigation of orthopaedic bone drilling using Taguchi membership function," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 231, no. 12, pp. 1133-1139, 2017, doi: <https://doi.org/10.1177/0954411917735129>.
- [5] D. C. Kim, D. M. Kim, and H. W. Park, "An analysis of bone drilling process using finite element analysis," *Journal of Mechanical Science and Technology*, vol. 38, no. 6, pp. 3237-3245, 2024, doi: <https://doi.org/10.1007/s12206-024-0541-y>.
- [6] K. Alam, "Experimental and numerical analysis of conventional and ultrasonically-assisted cutting of bone," 2009, doi: https://repository.lboro.ac.uk/articles/thesis/Experimental_and_numerical_analysis_of_conventional_and_ultrasonically-assisted_cutting_of_bone/9533540/files/17162594.pdf.
- [7] B. Zhang, G. Chen, Y. Lv, H. Li, and H. Wei, "Methods of bone drilling in surgery: current situation and prospects," *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, pp. 1-23, 2025, doi: <https://doi.org/10.1007/s00170-025-15177-8>.
- [8] M. T. Hillery and I. Shuaib, "Temperature effects in the drilling of human and bovine bone," *Journal of Materials Processing Technology*, vol. 92, pp. 302-308, 1999, doi: [https://doi.org/10.1016/S0924-0136\(99\)00155-7](https://doi.org/10.1016/S0924-0136(99)00155-7).
- [9] K. Alam, A. Mitrofanov, and V. V. Silberschmidt, "Experimental investigations of forces and torque in conventional and ultrasonically-assisted drilling of cortical bone," *Medical engineering & physics*, vol. 33, no. 2, pp. 234-239, 2011, doi: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.10.003>.
- [10] G. Augustin, S. Davila, K. Mihoci, T. Udiljak, D. S. Vedrina, and A. Antabak, "Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited," *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, vol. 128, pp. 71-77, 2008, doi: <https://doi.org/10.1007/s00402-007-0427-3>.
- [11] G. Augustin, S. Davila, T. Udiljak, D. S. Vedrina, and 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, pp. 703-709, 2009, doi: <https://doi.org/10.1007/s00402-008-0630-x>.

این پژوهش ابتدا بر استخراج یک مدل دقیق و جامع متمرکز شده است. سپس با استفاده از این مدل و با به کارگیری یک روش بهینه سازی مناسب، تلاش شده است تا مقادیر بهینه حاصل شوند و بتوانند انتظارات را برآورده کنند. به طور خاص، این پژوهش عمدتاً توجه خود را بر کاهش میزان حرارت تولیدشده در طی فرآیند سوراخکاری استخوان متمرکز کرده است. یافته های حاصل از بکارگیری الگوریتم ژنتیک، همراه با داده های تجربی معتبر، نشان می دهد که دمای ایجاد شده در فرآیند در محدوده ی ۳۷ تا ۳۷/۵ درجه سانتی گراد باقی می ماند که این نتایج، اهمیت حیاتی تنظیم دقیق پارامترهای مؤثر در این فرآیند را روشن می کند. همچنین، نتایج نشان می دهد که انتخاب درست و مناسب پارامترهای سوراخکاری در چارچوب استانداردهای تعیین شده، به ویژه استفاده از متهای با قطر ۴/۵ میلی متر، سرعت دورانی ۱۵۶۶۰ دور در دقیقه و نرخ پیشروی ۱۵ میلی متر در دقیقه، می تواند به طور اثربخشی دما را به سطح ایمن ۳۷/۵ درجه سانتی گراد کاهش دهد و بدین ترتیب ریسک آسیب حرارتی به استخوان را به حداقل ممکن برساند. علاوه بر موارد مذکور، یافته ها حاکی از آن است که الگوریتم ژنتیک از لحاظ دقت و صحت عملکرد، نسبت به روش سطح پاسخ و دیگر روش های بهینه سازی که تاکنون مورد استفاده قرار گرفته اند، برتری قابل توجهی دارد.

۶- مراجع

- [1] A. Sousanabadi Farahani, M. Taheri, and M. J. Mohammadi, "Investigating the effectiveness of polymethyl methacrylate drilling parameters using coated tools," *Mechanic of Advanced and Smart Materials*, pp. -, 2025, doi: <https://doi.org/10.61186/masm.2025.2042384.1136>.
- [2] G. Taheri, R. Saeidi Abueshagh, F. Setoudeh, V. Tahmasbi, and M. Mohammadian, "Analysis and optimization of cortical bone drilling process based on stochastic optimization," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, p. 09544119251321134, 2025, doi: <https://doi.org/10.1177/09544119251321134>.
- [3] M. Ghoreishi, V. Tahmasbi, and H. Heydari, "Investigation, sensitivity analysis and multi objective optimization of effective parameters on temperature in robotic drilling bone," *Modares Mechanical Engineering*, vol. 18, no. 5, pp. 142-153,

- analyzing parameters affecting the bone drilling process using the Taguchi method," doi: <https://doi.org/10.61186/masm.4.1.139>.
- [21] A. Paul *et al.*, "High-Speed Swine Bone Drilling Parametric Optimization: Minimizing Temperature and Thrust Force using GRA and COPRAS Methods," *Arabian Journal for Science and Engineering*, pp. 1-18, 2025, doi: <https://doi.org/10.1007/s13369-025-10130-z>.
- [22] A. Gök, K. Gök, and M. A. Alkan, "The optimization of driller parameters for orthopedic surgery applications using multiobjective gray relational analysis and response surface method," *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 22, no. 04, p. 2250021, 2022, doi: <https://doi.org/10.1142/S021951942250021X>.
- [23] R. P. Singh, P. M. Pandey, A. R. Mridha, and T. Joshi, "Experimental investigations and statistical modeling of cutting force and torque in rotary ultrasonic bone drilling of human cadaver bone," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 234, no. 2, pp. 148-162, 2020, doi: <https://doi.org/10.1177/0954411919889913>.
- [24] R. S. Abueshaghi, F. Setoudeh, and V. Tahmasbi, "Thermomechanical Dynamics and Statistical Optimization in Bone Drilling: A Systematic Review on Mitigating Thermal Necrosis Through Multiscale Modeling and Clinical Validation," *Results in Engineering*, p. 104923, 2025, doi: <https://doi.org/10.1016/j.rineng.2025.104923>.
- [25] G. Taheri, R. Saeidi Abueshaghi, F. Setoudeh, V. Tahmasbi, and M. Mohammadian, "Analysis and optimization of cortical bone drilling process based on stochastic optimization," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, p. 09544119251321134, 2024, doi: <https://doi.org/10.1177/09544119251321134>.
- [26] G. Pintér, G. Braunitzer, E. Nagy, K. Boa, J. Piffkó, and M. A. Antal, "Heat Generation During Guided Bone Drilling: Bone Trepine Versus Pilot Drill," *Lubricants*, vol. 13, no. 3, p. 115, 2025, doi: <https://doi.org/10.3390/lubricants13030115>.
- [27] E. P. de Kater, P. Breedveld, and A. Sakes, "Drilling around the corner: a comprehensive literature review of steerable bone drills," *Frontiers in Medical Technology*, vol. 7, p. 1426858, 2025, doi: <https://doi.org/10.3389/fmedt.2025.1426858>.
- [28] T. M. Keaveny, E. F. Morgan, and O. C. Yeh, "Bone mechanics," *Standard handbook of biomedical engineering and design*, pp. 8.1-8.23, 2004, doi: <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.3.1.307>.
- [12] J. Zhao, Z. Zhang, X. Wu, Z. Zhang, Z. Li, and S. Liu, "Optimizing bone screw insertion: The impact of pre-drilling diameter, bone quality, and spindle speed on mechanical stability and thermal dynamics in synthetic models," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, p. 09544062251318099, 2025, doi: <https://doi.org/10.1177/09544062251318099>.
- [13] M. Khoran and H. Amirabadi, "Simulation and Finite Element Modeling Study of Bone Drilling," *Journal of Mechanical Engineering*, vol. 30, no. 6, pp. 3-10, 2022, doi: <https://doi.org/10.30506/mmep.2022.538547.1949>.
- [14] R. P. Singh, P. M. Pandey, M. A. Mir, and A. R. Mridha, "Thermal changes during drilling in human femur by rotary ultrasonic bone drilling machine: A histologic and ultrastructural study," *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, vol. 110, no. 5, pp. 1023-1033, 2022, doi: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.34975>.
- [15] N. Mondal *et al.*, "Optimization of high speed bone drilling with automated osteonecrosis avoidance using an ANN-GA hybrid method," *International Journal of Modelling and Simulation*, pp. 1-22, 2024, doi: <https://doi.org/10.1080/02286203.2024.2437827>.
- [16] O. Salomó-Coll, B. Auriol-Muerza, N. Lozano-Carrascal, F. Hernández-Alfaro, H.-L. Wang, and J. Gargallo-Albiol, "Influence of bone density, drill diameter, drilling speed, and irrigation on temperature changes during implant osteotomies: an in vitro study," *Clinical Oral Investigations*, vol. 25, pp. 1047-1053, 2021, doi: <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03398-y>.
- [17] Y. Reingewirtz, S. Szmukler-Moncler, and B. Senger, "Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology," *Clinical oral implants research*, vol. 8, no. 3, pp. 189-197, 1997, doi: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1997.080305.x>.
- [18] Ö. Pazarıcı and F. Gündoğdu, "Temperature change during orthopedic drilling procedures: An experimental surgical internal fixation simulation study," *Journal of Orthopaedics*, vol. 46, pp. 58-63, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jor.2023.10.013>.
- [19] M. Sarparast, M. Ghoreishi, T. Jahangirpoor, and V. Tahmasbi, "Modelling and optimisation of temperature and force behaviour in high-speed bone drilling," *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, vol. 33, no. 1, pp. 1616-1625, 2019, doi: <https://doi.org/10.1080/13102818.2019.1684841>.
- [20] R. S. Abueshaghi, F. Setoudeha, V. Tahmasbi, M. Mohammadian, and G. Taheri, "Investigating and