



## مدل سازی هوشمند نیروی برش در فرآیند میکروفرزکاری استخوان توسط منطق فازی

وحید طهماسبی<sup>۱</sup>، امیرحسین ربیعی<sup>۱\*</sup>، رضا قاسمی<sup>۲</sup>، مهدی قاسمی<sup>۱</sup>

۱- استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اراک، اراک، ایران

۲- دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت، تهران، ایران

\* اراک، صندوق پستی: ۳۸۱۳۵۱۱۷۷، arakut.ac.ir، rabiee@arakut.ac.ir

### چکیده

### اطلاعات مقاله

میکروفرزکاری استخوان به طور گسترده‌ای در جراحی‌های اورتوپدی، ستون فقرات، جمجمه، تعویض مفصل زانو و دندان‌پزشکی جهت برش استخوان و ایجاد سوراخ در بافت به‌کارگرفته می‌شود. استفاده از ابزارهای با قطر کمتر در فرایند میکروفرزکاری استخوان در مقایسه با فرزکاری معمول باعث کاهش چشم‌گیر نیرو و همچنین طول دوره درمانی می‌گردد. در این مقاله، در قالب یک مطالعه تجربی، یک مدل هوشمند برای تقریب نیروی میکروفرزکاری استخوان بر اساس سیستم استنتاج فازی به دست آورده شده است. برای این منظور، ابتدا یک روش طراحی آزمایش برای استخراج یک دسته از آزمایش‌های تجربی بکار گرفته شده است. سپس بر اساس نتایج آزمایش‌های تجربی، بر اساس قابلیت تقریب سیستم‌های فازی، یک مدل دقیق برای تقریب نیروی برش بر اساس مقادیر ورودی‌های سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی، قطر ابزار، عمق برش و جهت برش ایجاد شده است. با بررسی نتایج به‌دست‌آمده مشاهده می‌شود که مدل فازی توانسته است با دقت بالایی نیروی برآیند فرایند میکروفرزکاری استخوان را بر اساس ورودی‌های در نظر گرفته شده تقریب بزند؛ به‌گونه‌ای که درصد خطای مطلق و ضریب تعیین برای داده‌های بخش تست به ترتیب برابر با ۱۱/۲۲ درصد و ۰/۹۳ محاسبه شده است. با بهره‌گیری از داده‌های این پژوهش جراحان با آگاهی کامل می‌توانند بهترین مقادیر متغیرهای ورودی فرایند میکروفرزکاری را بدون نگرانی از ایجاد آسیب و ترک در بافت استخوان با حداکثر سرعت عمل ممکن تنظیم کنند.

مقاله پژوهشی  
دریافت: ۲۴ تیر ۱۴۰۲  
داوری اولیه: ۲۱ مرداد ۱۴۰۲  
پذیرش: ۳۱ مرداد ۱۴۰۲

### کلیدواژگان:

میکروفرزکاری  
استخوان  
تقریب نیرو  
منطق فازی

## Intelligent modeling of cutting force in bone micromilling process by fuzzy logic

Vahid Tahmasbi<sup>1</sup>, Amir Hossein Rabiee<sup>1\*</sup>, Reza Qasemi<sup>2</sup>, Mahdi Qasemi<sup>1</sup>

1- Department of Mechanical Engineering, Arak University of Technology, Arak, Iran

2- Department of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

\* P.O.B. 381351177 Arak, Iran, rabiee@arakut.ac.ir

### Article Information

Original Research Paper  
Received: 15 July 2023  
First Decision: 12 August 2023  
Accepted: 22 August 2023

### Keywords:

Micro Milling  
Bone  
Force Prediction  
Fuzzy Logic

### Abstract

Bone micromilling is widely used in orthopedic, spine, skull, knee joint replacement, and orthopedic surgeries to cut bone and make holes in tissue. The application of tools with a smaller diameter in the bone micromilling compared to conventional milling causes a significant reduction in force and also the length of the treatment period. In this article, in the form of an experimental study, an intelligent model for predicting bone micromilling force has been obtained based on the fuzzy inference system. For this purpose, first, an experiment design method has been used to extract a group of practical experiments. Then, based on the obtained results and approximation capability of fuzzy systems, an accurate model for predicting the cutting force has been established founded on the input values of tool rotation speed, feed rate, tool diameter, cutting depth and cutting direction. By examining the obtained results, it can be seen that the fuzzy model has been able to accurately approximate the resulting force of the bone micromilling process based on the considered inputs; The mean absolute percentage error and coefficient of determination for the data of the test section were calculated as 11.22% and 0.93%, respectively. Using the data of this research, surgeons with full knowledge can set the best values of the input variables of the micromilling process without worrying about causing damage and cracks in the bone tissue with the maximum possible operating speed.

### ۱- مقدمه

بکار می‌رود. در این جراحی صحت موقعیت و جهت دقیق برش‌ها روی استخوان‌های ران برای ایجاد حرکت دقیق مفصل و توازن رباط‌ها اهمیت دارد [۱، ۴]. فرزکاری استخوان همچنین در جراحی‌های جمجمه، ستون فقرات، لگن و دندان‌پزشکی

استفاده از فرزکاری روش رایجی برای درمان آسیب‌های استخوانی در جراحی اورتوپدی است [۱-۳]؛ مثلاً در تعویض مفصل زانو، فرزکاری برای ماشینکاری دقیق سطوح استخوان

Please cite this article using:

V. Tahmasbi, A.H. Rabiee, R. Qasemi, M. Qasemi, Intelligent modeling of cutting force in bone micromilling process by fuzzy logic, Iranian Journal of Manufacturing Engineering, Vol. 9, No. 12, pp. 54- 62, 2023 (in Persian). <https://www.doi.org/10.22034/IJME.2023.407192.1809>

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

به‌طور گسترده به‌کار می‌رود [۵]. برای تولید تلورانس‌های بسته، دقت و صحت بالاتر در جاسازی مفصل مصنوعی در استخوان و همچنین صرفه‌جویی در فضا و انرژی، فرزکاری در ابعاد میکرو توصیه می‌شود. در میکرو ماشینکاری ابعاد ابزار و برش‌ها بین ۱ تا ۱۰۰۰ میکرومتر است [۶]. مقدار نیرو و دما در برش استخوان بسیار مهم است. افزایش بیش‌ازحد نیرو منجر به افزایش دمای برش و وقوع نکرورز، آسیب‌های جدی به بافت و یا شکستن ابزار در بافت می‌شود که این مسئله باعث ایجاد عفونت در اثر طولانی شدن عمل جراحی و مشکلات بعدی می‌شود. در تعویض مفصل زانو، نکرورز باعث عدم رشد مناسب بین استخوان و مفصل مصنوعی خواهد شد [۷]؛ بنابراین لزوم توجه به مقدار بهینه نیرو ضروری است. در ادامه به مطالعات انجام شده روی فرزکاری استخوان و اندازه‌گیری نیرو و مدل‌سازی‌های آن پرداخته می‌شود. لیائو و دیگران [۸] از مدل مکانیکی مبتنی بر مطالعه تجربی فرایند برای پیش‌بینی دما و نیرو در فرزکاری کورتیکال استفاده کردند. مدل‌سازی نیرو توسط یک مدل تنش برشی روی استخوان در نظر گرفته شد. ضرایب نیروی برش با در نظر گرفتن جهت استئون و هندسه ابزار استخراج شد. ضعیف‌ترین و قوی‌ترین جهت‌های برش به ترتیب ۳۰ و ۶۰ درجه نسبت به جهت استئون‌ها به دست آمد. مقدم و دیگران [۹] مدلی برای اندازه‌گیری نیرو در فرزکاری استخوان ارائه دادند. این مدل یک سیستم شبیه‌سازی لمسی<sup>۱</sup> بود. نیروهای برش اختلافی که روی هر المان ایجاد می‌شد توسط انرژی برش مخصوص پیش‌بینی می‌شود. با جمع تمام المان‌هایی که در برش درگیر هستند، نیروی برش به دست می‌آید. کیان مجد و دیگران [۱۰] از نرم‌افزار CAM برای تخمین نیروی فرزکاری کورتیکال در ارتوپدی بهره بردند. نیروی فرزکاری به‌عنوان تابعی از مسیرهای تقسیم شده، هندسه ابزار و ضرایب برش به دست آمد. پلاسکو و دیگران [۱۱] مدل مکانیکی مبتنی بر مطالعه تجربی، برای استخراج نیرو در برش متعامد استخوان به‌کار بردند. ضرایب برش تابعی از هندسه ابزار، مسیر برش، عمق برش و سرعت دوران هستند. العبدالله و دیگران [۱۲] فرزکاری را روی ماده‌ای پلیمری به‌جای کنسلوس استخوان انجام دادند و از روش شبکه عصبی مصنوعی و پاسخ سطح برای استخراج نیرو و دما استفاده کردند. طبق نتایج به‌دست‌آمده دمای سطح تازه فرزکاری شده، با افزایش پیشروی کاهش می‌یابد. طهماسبی و دیگران [۱۳] سیستم استنتاج عصبی-فازی تطبیقی را برای مدل‌سازی اثر

پارامترهای ماشینکاری در فرزکاری استخوان به‌کار بردند. میانگین خطای شبکه برای نیروهای برش در بخش آموزش برابر با ۰/۳۷ درصد و در بخش تست برابر با ۸/۷ درصد به دست آمد. البته برای دستیابی به دقت مناسب این روش پیچیدگی‌های زیادی در تعداد ورودی‌ها و تجزیه و تحلیل داده‌ها دارد. وو و دیگران [۱۴] از مدل رگرسیون چندگانه حداقل مربعات برای تخمین نیروی برش در فرزکاری استخوان استفاده کردند. نیروی برش به‌عنوان تابعی از سرعت دوران، پیشروی و عمق برش استخراج شد. ون هم و دیگران [۱۵] دریافتند که نیروی برش به‌صورت نمایی با چگالی ارتباط دارد. اینوئه و دیگران [۱۶] مقدار نیروی فرزکاری را با کنترل روی پیشروی انجام دادند. میتسوئیشی و دیگران [۱۷] از مدل تجربی برای تخمین نیروی فرزکاری استخوان و لحاظ کردن چگالی آن استفاده کردند. دنیس و دیگران [۴] در یک بررسی تجربی تأثیر پارامترهای ماشینکاری را روی دما و نیرو در فرزکاری استخوان انسان به دست آوردند و نتیجه گرفتند که با افزایش پیشروی نیرو زیاد و دما کم خواهد شد. کروزه و دیگران [۱۸] در مطالعه‌ای کاملاً تجربی تأثیر پارامترهای ماشینکاری را روی فرزکاری کنسلوس استخوان خوک بررسی کردند. ایگر و دیگران [۱۹] متوجه شدند که در برش متعامد استخوان نیروی برش در جهت عمود بر استئون‌ها نسبت به حالت موازی با استئون دو برابر است. دیلون و دیگران [۲۰] نیروی فرزکاری استخوان را با استفاده از ابزارهای جراحی، عمق‌های برش، سرعت‌های برش و استخوان‌های مختلف تخمین زدند. فدراسپیل و دیگران [۲۱] پارامترهای مؤثر در فرزکاری را برای دستیابی به حداقل نیروی برش و دما در جراحی استخوان مجامه استخراج کردند. قاسمی و دیگران [۲۲] نیروی برش را در فرزکاری استخوان کورتیکال اندازه گرفتند و توسط روش‌های آماری به تحلیل نتایج پرداختند. نتایج به‌دست‌آمده نشان داد عمق برش و پیشروی بیشترین تأثیر را روی نیروی برش دارند. طهماسبی و دیگران [۲۳] با استفاده از روش آنالیز حساسیت سوبل و تحلیل آماری به بررسی پارامترهای مؤثر در رفتار نیرو در سوراخ‌کاری استخوان پرداختند. نتایج به‌دست‌آمده نشان داد کمترین مقدار نیرو در قطرهای کمتر، نرخ‌های پیشروی پایین‌تر و حداکثر سرعت دوران ابزار ایجاد می‌شود. صفری و دیگران [۲۴] با بهره‌گیری از سیستم استنتاج عصبی-فازی تطبیقی بهینه‌شده توسط الگوریتم بهینه‌سازی ازدحام ذرات، مقدار نیرو و دمای فرایند سوراخ‌کاری اتوماتیک استخوان را پیش‌بینی کردند. آن‌ها

<sup>۱</sup> Haptic

## ۲- مواد و روش‌ها

## ۲-۱- مدل‌سازی فازی

سیستم‌های منطق فازی، اولین بار توسط لطفی زاده برای تعامل با داده‌های فازی معرفی شد. تئوری مجموعه فازی می‌تواند به صورت سازمان یافته پدیده‌های فیزیکی، داده‌های عددی و دانش انسانی را به گونه‌ای ترکیب کند که رفتار سیستم نهایی به آنچه در واقعیت اتفاق می‌افتد، بسیار نزدیک باشد. همچنین منطق فازی می‌تواند مفاهیم کلامی را که در اختیار عوامل اجرایی می‌باشد را برای توسعه مدل‌های قاعده‌مند درک کند. در سیستم‌های منطق فازی، برخلاف تئوری مجموعه‌های کلاسیک ریاضی، هر یک از اعضاء می‌تواند به دو یا حتی چندین مجموعه فازی به طور همزمان با درجه عضویت که توسط توابع عضویت مشخص می‌گردد، تعلق داشته باشند.

برای ایجاد یک مدل فازی، گام اول فازی‌سازی می‌باشد که در آن مقادیر عددی به مقادیر فازی توسط توابع عضویت تبدیل می‌شوند. بسته به نوع مسئله و دانش خبره، توابع عضویت می‌توانند اشکال مختلفی مانند مثلثی، دوزنقه‌ای، گاوسی و غیره داشته باشند. سپس در گام دوم، رابطه بین ورودی‌ها و خروجی‌ها در سیستم فازی توسط قواعد اگر-آنگاه فازی مشخص می‌شود. این قواعد به طور کلی دارای دو بخش مقدمه و نتیجه می‌باشند که توسط متغیرهای زبانی تعریف می‌شوند.

در گام سوم، به منظور تجمیع نتیجه قواعد اگر-آنگاه فازی، یک مدل استنتاج انتخاب می‌شود که بر اساس آن، خروجی هر یک از قواعد به دست می‌آید. سیستم‌های استنتاج مختلفی نظیر مددانی، تاکاگی-سوگنو وجود دارند که هر کدام از آن‌ها از متدهای مختلفی برای محاسبه خروجی قواعد بهره می‌برند. روش استنتاج مددانی به طور گسترده‌ای برای تعامل با سیستم‌های پیچیده مورد استفاده قرار می‌گیرد. با تعریف  $x_p$  و  $x_q$  به عنوان متغیرهای ورودی،  $A_p^r$ ،  $A_q^r$  و  $B^r$  به عنوان مجموعه‌های فازی (ترم‌های زبانی)، و  $y$  به عنوان متغیر خروجی، قواعد اگر-آنگاه فازی در روش استنتاج مددانی، به شکل زیر تعریف می‌شوند که در آن‌ها،  $R$  مشخص کننده تعداد این قواعد می‌باشد:

$$\text{If } (x_p \text{ is } A_p^r) \& \dots \& (x_q \text{ is } A_q^r) \text{ Then } (y \text{ is } B^r), \quad (1)$$

$$r = 1, 2, \dots, R$$

از میان ترکیب‌های مختلف موجود در استنتاج مددانی، در این تحقیق از روش مینیمم/ماکزیمم استفاده شده است. آخرین مرحله در مدل‌سازی فازی مرحله غیرفازی‌سازی می‌باشد که در آن مقادیر فازی به مقادیر صریح تبدیل می‌شوند. از میان

همچنین با استفاده از روش آنالیز حساسیت سوپول، اثر هر یک از پارامترهای زاویه مارپیچ و زاویه نوک مته بر مقادیر نیرو و دما را مورد بازمینی قرار دادند. در تحقیق دیگری، طهماسبی و ربیعی [۲۵] توسط الگوریتم بهینه‌سازی مبتنی بر آموزش و یادگیری، به مدل‌سازی هوشمند دما در فرایند سوراخ‌کاری ربایک استخوان کورتیکال پرداختند. به تازگی، ربیعی و همکاران [۲۶]، با بهره‌گیری از روش یادگیری ماشین رگرسیون با ماشین بردار پشتیبان به مدل‌سازی دما و نیروی برش در فرایند میکروفرزکاری استخوان پرداختند. آن‌ها همچنین با استفاده از روش آنالیز حساسیت EFAST اثر هر یک از پارامترهای ورودی را مورد بررسی قرار دادند.

با بررسی تحقیقات انجام شده در حوزه ماشینکاری استخوان، نویسندگان این مقاله دریافتند که عمده مطالعات در ابعاد ماکرو صورت گرفته است و تحقیقات بسیار اندکی به بررسی دقیق تجربی و مدل‌سازی برای بررسی فرایند میکروفرزکاری استخوان صورت پذیرفته است. بر این اساس در این مقاله به بررسی و مدل‌سازی نیروی فرایند میکروفرزکاری استخوان کورتیکال با استفاده از یک طراحی آزمایش مناسب و همچنین قابلیت تقریب سیستم‌های فازی پرداخته می‌شود. نیرو در دو جهت عمود و موازی با استخوان‌ها اندازه‌گیری می‌شود. لازم به ذکر است همان‌طور که در بخش مروری بر منابع گفته شد، نویسندگان مقاله حاضر در مرجع [۲۶] به مدل‌سازی نیروی برآیند و دمای فرایند توسط روش رگرسیون با ماشین بردار پشتیبان پرداخته‌اند. در این تحقیق به مدل‌سازی نیرو با اضافه شدن ورودی جهت نیرو پرداخته شده و همچنین از روش منطق فازی بهره گرفته شده است.



Fig. 1 bone and the method of experiment [26]

شکل ۱ استخوان و نحوه انجام آزمایش‌ها [۲۶]

## ۲-۲- خصوصیات آزمایش

در بررسی رفتار نیرو در فرایند میکروفرزکاری استخوان، پارامترهای سرعت دورانی ابزار  $N$ ، نرخ پیشروی  $f$ ، قطر ابزار  $D$ ، عمق برش  $d$  و جهت برش به عنوان متغیرهای ورودی فرایند در نظر گرفته شده است. همچنین بیشترین مقدار نیروی ایجاد شده در حین فرزکاری به عنوان پاسخ فرایند  $F_f$  مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است. از استخوان تازه گاو (سن حدود ۳ الی ۴ سال) برای انجام آزمایش‌ها استفاده شده است (شکل ۱). استخوان ران گاو (بخش میانی) دارای طول ۹۰ میلی‌متر و ضخامت حدود ۸-۱۰ میلی‌متر در این آزمایش است. ویژگی‌های فیزیکی و مکانیکی استخوان ران گاو به استخوان انسان نزدیک است [۲۷، ۲۸]. لازم به ذکر است که ۸۰ درصد استخوان‌های بدن را استخوان کورتیکال و ۲۰ درصد آن را استخوان اسفنجی و یا کنسلوس تشکیل می‌دهد. استخوان کورتیکال به دلیل آن‌که از استخوان اسفنجی کنسلوس بسیار مستحکم‌تر است، طبیعتاً نیروی برش و دمای بیشتری تولید در ماشینکاری آن ایجاد می‌شود. از دستگاه فرز سی‌ان‌سی سه محوره ساخت شرکت ماشین‌سازی تبریز برای میکروفرزکاری استفاده شده است (شکل ۱). جهت اندازه‌گیری نیرو از دینامومتر پیزوالکتریک کیستلر نوع 9572B با دقت ۰/۱ نیوتن استفاده شد. لازم به ذکر است که در زمینه فرزکاری استخوان با توجه به کاربرد گسترده و گوناگون این فرایند در اورتوپدی از ابزارهای مختلف با فرم‌های مختلف استفاده می‌شود. نوع جراحی، نوع استخوان و محل ماشینکاری از عوامل تأثیرگذار در انتخاب نوع ابزار فرز است. جزئیات بیشتر در رابطه با روش طراحی آزمایش و تست‌های تجربی در مرجع [۲۶] آورده شده است که خوانندگان محترم می‌توانند برای دریافت جزئیات بیشتر به آن مراجعه نمایند.

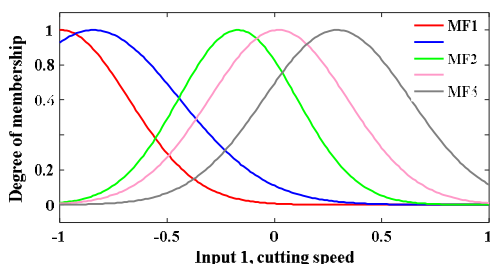


Fig. 2 Membership function for Input 1 (cutting speed)

شکل ۲ توابع عضویت ورودی اول (سرعت برش)

روش‌های مختلف غیرفازی‌سازی که شامل تکنیک کمترین ماکزیمم، میانگین ماکزیمم، مرکز سطح و غیره می‌شوند، در اینجا از روش مرکز سطح استفاده شده است. در این روش، مقادیر عددی خروجی از رابطه ۲ محاسبه می‌شوند:

$$y^* = \frac{\int_{y'} y \mu_C(y) dy}{\int_{y'} \mu_C(y) dy} \quad (2)$$

که در آن،  $\mu_C$  تابع عضویت تجمیع شده، و  $y^*$  مقدار عددی خروجی می‌باشد. لازم به ذکر است انواع روش‌های یادگیری ماشین برای ساخت یک مدل پیش‌بینی بر اساس داده‌های به‌دست آمده از نتایج آزمایشگاهی وجود دارد. سیستم‌های فازی معمولاً جهت استفاده در کنترلرهای هوشمند مورد استفاده قرار می‌گیرد. اگرچه بهره‌گیری از منطق فازی جهت ساخت مدل نیز در بسیاری از تحقیقات مشاهده می‌شود. سیستم فازی در مقایسه با سایر روش‌های یادگیری ماشین، یک مدل ساده ولی کارآمد ارائه می‌دهد. همچنین در عمل، بارگذاری مدل فازی در میکروکنترلرها می‌تواند تجهیزاتی ارئه کند که به‌صورت برخط بتواند خروجی‌های مورد نظر را بر اساس مقادیر ورودی پیش‌بینی نماید.

به‌منظور سنجش دقت تقریب مدل فازی ایجاد شده، از معیارهای آماری خطای جذر میانگین مربعات، درصد خطای مطلق و ضریب تعیین استفاده شده است. مقدار خطای جذر میانگین مربعات که نشان‌دهنده خطای تقریب می‌باشد، هرچه به صفر نزدیک‌تر باشد مدل فازی دقیق‌تر می‌باشد. معیار درصد خطای مطلق برای ارزیابی نسبی دقت مدل فازی مورد استفاده قرار می‌گیرد. همچنین ضریب تعیین نشان‌دهنده همبستگی مقدار نیروی تقریب زده شده با مقدار متناظر که از تست‌های آزمایشگاهی به دست می‌آید، می‌باشد. با داشتن  $f_i$  و  $\hat{f}_i$  به ترتیب به‌عنوان داده‌های آزمایشگاهی و تقریب زده شده، و  $f_i^{\text{mean}}$ ،  $\hat{f}_i^{\text{mean}}$  به‌عنوان مقادیر میانگین داده‌های مذکور، معیارهای خطای جذر میانگین مربعات، درصد خطای مطلق، و ضریب تعیین از روابط ۳ تا ۵ محاسبه می‌شوند:

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (f_i - \hat{f}_i)^2} \quad (3)$$

$$\text{MAPE} = \frac{\%}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|f_i - \hat{f}_i|}{f_i} \quad (4)$$

$$R^2 = \frac{[\sum_{i=1}^n (f_i - f_i^{\text{mean}})(\hat{f}_i - \hat{f}_i^{\text{mean}})]^2}{[\sum_{i=1}^n (f_i - f_i^{\text{mean}})] [\sum_{i=1}^n (\hat{f}_i - \hat{f}_i^{\text{mean}})]} \quad (5)$$



شد که ۲۷ عدد از این آزمایش‌ها در جهت عمود به استئون (x) و تعداد ۲۷ آزمایش دیگر هم‌جهت با جهت استئون (y) است. مقادیر پارامترهای خروجی در جدول ۱ ارائه شده است. ارائه بازه مشخص برای نیرو بستگی به نوع جراحی اورتوپدی، نوع ماشینکاری و نوع استخوان مورد جراحی از نظر استحکام و منطقه تحت تنش دارد. همچنین عامل جنس و استحکام ابزار نیز اهمیت دارد؛ اما در فرزکاری استخوان نتایج کلینیکی در این زمینه به دلیل گستردگی و تنوع جراحی مانند ارائه نشده است؛ اما به‌طور کلی تأثیر کیفی نتایج می‌تواند محققین را از تأثیر پارامترها و مناطق امن و غیر امن از حیث نیرو مطلع سازد.

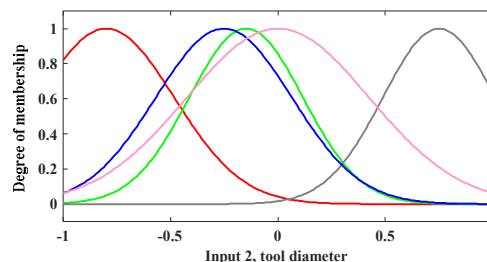


Fig. 3 Membership function for Input 2 (tool diameter)

شکل ۳ توابع عضویت ورودی دوم (قطر ابزار)

با توجه به ورودی‌های آزمایش تعداد ۵۴ آزمایش به روش سطح پاسخ و طرح مرکب مرکزی برای میکرو فرزکاری انتخاب

جدول ۱ مقادیر تجربی نیرو در دو جهت x و y [۲۶]

Table 1 Experimental values of force in two directions of x and y [26]

محور Y				محور X				عمق برش	پیشروی	قطر ابزار	سرعت برشی	شماره
Fr <sub>y</sub> (N)	F <sub>x</sub> (N)	F <sub>y</sub> (N)	F <sub>x</sub> (N)	Fr <sub>x</sub> (N)	F <sub>y</sub> (N)	F <sub>x</sub> (N)	F <sub>y</sub> (N)					
۱/۶	۱/۱۶	۱/۰۷	۰/۱	۲/۳	۱/۸	۱	۰/۹۵	-۱	-۱	-۱	-۱	۱
۱/۱	۰/۶	۰/۹۶	۰/۰۳	۱/۴	۱/۱	۰/۶	۰/۷	-۱	-۱	-۱	۱	۲
۴	۳/۱۶	۲/۴	۰/۱	۵/۴	۴	۳	۲	-۱	۱	-۱	-۱	۳
۲/۲	۱/۴۲	۱/۲	۱/۱	۲/۵	۲	۱/۱	۱/۱	-۱	۱	-۱	۱	۴
۲/۶	۲	۱/۶	۰/۵	۳/۵	۲/۹	۱/۸	۰/۸	۱	-۱	-۱	-۱	۵
۱/۳	۱/۳	۱/۱	۰/۱۷	۵/۱	۴/۴	۲/۶	۰/۴	۱	-۱	-۱	۱	۶
۷/۳	۶/۱	۳/۹	۱	۱۰	۸/۲	۵/۸	۰/۹	۱	۱	-۱	-۱	۷
۳	۲/۵	۱/۵	۰/۴	۳/۹	۳/۲	۱/۸	۱/۳	۱	۱	-۱	۱	۸
۲/۵	۱	۲/۳	۰/۴	۲/۸	۱/۹	۲	۰/۷	-۱	-۱	۱	-۱	۹
۱/۷	۱/۳	۱	۰/۳	۳/۵	۱	۳/۴	۰/۳	-۱	-۱	۱	۱	۱۰
۵/۸	۴/۸	۳/۳	۰/۵	۶/۴	۵/۴	۳/۵	۰/۶	-۱	۱	۱	-۱	۱۱
۲/۵	۲/۰۵	۱/۴	۰/۵۲	۳/۶	۲/۳	۲/۶	۱	-۱	۱	۱	۱	۱۲
۳/۱	۲/۶	۱/۶۲	۰/۴۷	۳/۷	۳	۲/۱	۰/۳	۱	-۱	۱	-۱	۱۳
۲	۱/۶۵	۱	۰/۲	۱/۲	۱/۶	۱/۳	۰/۳	۱	-۱	۱	۱	۱۴
۹	۶/۵	۶/۱	۰/۲	۹/۲	۷/۷	۵	۱/۳	۱	۱	۱	-۱	۱۵
۴	۳/۴۸	۱/۹۷	۰/۱	۴/۵	۳/۶	۲/۶	۰/۵	۱	۱	۱	۱	۱۶
۶/۱	۴/۲	۴/۴۶	۰/۴	۴/۴	۳/۲	۳	۰/۲	۰	۰	۰	-۱	۱۷
۳/۲	۲/۲	۲/۹	۰/۰۲	۲/۲	۱/۸	۱/۲	۰/۱	۰	۰	۰	۱	۱۸
۳/۲	۲/۱	۲/۵	۰/۰۷	۱/۶	۱/۴	۰/۸	۰/۳	۰	-۱	۰	۰	۱۹
۵/۷	۴/۲	۳/۸	۰/۴	۴/۱	۳/۴	۲/۳	۰/۱۵	۰	۱	۰	۰	۲۰
۳/۳	۲/۳	۲/۴	۰/۳	۲/۱	۱/۷	۱/۲	۰/۳	-۱	۰	۰	۰	۲۱
۵/۳	۳/۷	۳/۸	۰/۴	۳/۷	۳	۲/۲	۰/۱	۱	۰	۰	۰	۲۲
۲/۵	۲/۱	۱/۴	۰/۱۴	۳/۱	۲/۶	۱/۶	۰/۷	۰	۰	-۱	۰	۲۳
۳/۲	۲/۸۵	۱/۵	۰/۱	۴/۱	۳/۱	۲/۶	۰/۷	۰	۰	۱	۰	۲۴
۴/۲	۲/۹	۳	۰/۱۵	۲/۸	۲/۴	۱/۵	۰/۱	۰	۰	۰	۰	۲۵
۴/۱	۳/۱	۲/۹	۰/۲	۲/۷	۲/۳	۱/۶	۰/۱۲	۰	۰	۰	۰	۲۶
۴/۳	۳/۱۵	۲/۹۵	۰/۲	۲/۹	۲/۵	۱/۴	۰/۲	۰	۰	۰	۰	۲۷

## ۳- بررسی و تحلیل داده‌ها

همان‌طور که پیش‌تر بیان شد، در این مطالعه، یک مدل فازی با استفاده از سیستم استنتاج ممدانی به منظور تقریب نیروی برآیند در فرایند میکروفرزکاری استخوان ایجاد شده است. برای این منظور، متغیرهای سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی، قطر ابزار، عمق برش و جهت برش به‌عنوان متغیرهای ورودی انتخاب شده‌اند.

یک مجموعه داده شامل آزمایش‌های تجربی انجام شده بر روی استخوان تازه تهیه شده است. از هفتاد درصد از این مجموعه داده برای به دست آوردن توابع عضویت و قواعد فازی و از سی درصد باقیمانده جهت تست مدل ایجاد شده استفاده شده است. در این تحقیق از توابع عضویت گاوسی به‌منظور فازی‌سازی بهره گرفته شده است که درجه عضویت توسط معادله ۶ بر اساس دو پارامتر  $c$  و  $\sigma$  که به ترتیب مرکز و پهنای تابع عضویت گاوسی می‌باشند، محاسبه می‌شود:

$$g(x; \sigma, c) = e^{-\frac{(x-c)^2}{2\sigma^2}} \quad (6)$$

توابع عضویت متغیرهای ورودی و خروجی در شکل‌های ۲ تا

۷ نشان داده شده‌اند.

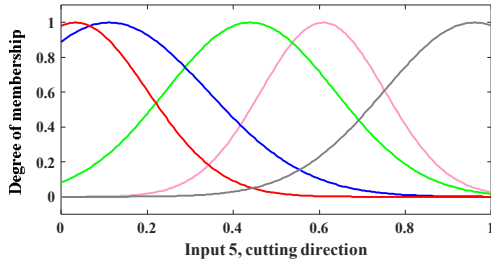


Fig. 6 Membership function for Input 5 (cutting direction)

شکل ۶ توابع عضویت ورودی پنجم (جهت برش)

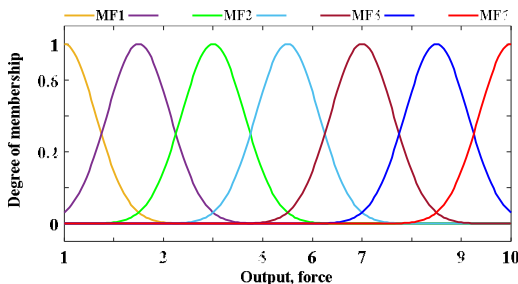


Fig. 7 Membership function for Output variable (force)

شکل ۷ توابع عضویت متغیر خروجی (نیروی برآیند)

شکل ۸، نیروی برآیند تقریب زده شده با مدل فازی بر حسب مقدار متناظر به دست‌آمده از آزمایش‌های تجربی را در دو بخش آموزش (دایره‌های مشکی) و تست (مثلث‌های نارنجی) نشان می‌دهد. همچنین در همین شکل، به‌منظور سنجش دقت تقریب، خط برابری و خطوط مربوط به انحرافات ده تا پنجاه درصدی نیز آورده شده است. همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود، داده‌های بخش آموزش منطبق با خط برابری می‌باشند که این نشان‌دهنده دقت بسیار خوب مدل در تقریب نیروی برآیند در بخش آموزش می‌باشد. به‌رحال، مدل فازی بر اساس همین داده‌های بخش آموزش ایجاد شده است؛ در نتیجه برای سنجش دقت مدل می‌بایست به داده‌های بخش تست توجه نمود. دیده می‌شود که داده‌های بخش تست به خط برابری بسیار نزدیک می‌باشند. در اینجا، اکثر داده‌های بخش تست بین خطوط انحراف بیست درصدی واقع شده‌اند که نشان‌دهنده دقت تقریب بالای مدل فازی است.

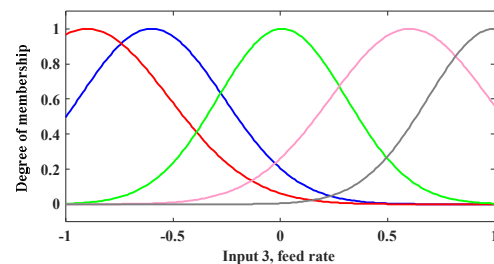


Fig. 4 Membership function for Input 3 (feed rate)

شکل ۴ توابع عضویت ورودی سوم (نرخ پیشروی)

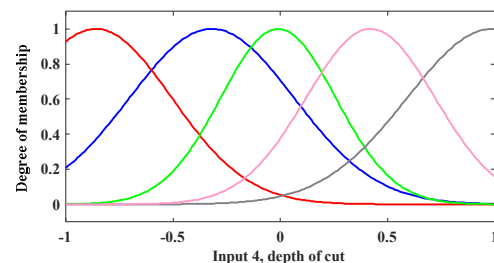


Fig. 5 Membership function for Input 4 (depth of cut)

شکل ۵ توابع عضویت ورودی چهارم (عمق برش)

نیز برای هر آزمایش آورده شده است. در این شکل مشاهده می‌شود که داده‌های تقریب زده شده در بخش آموزش، به‌طور کامل منطبق بر داده‌های آزمایشگاهی می‌باشند. همچنین برای بخش تست، دیده می‌شود که مدل فازی توانسته است به‌طور دقیق داده‌های آزمایشگاهی را تقریب بزند. با توجه به مقادیر درصد خطای مطلق، مشاهده می‌شود که دقت تقریب در بخش آموزش برای بخش عمده‌ای از داده‌ها بسیار نزدیک به صفر می‌باشند. به‌رحال برای بخش تست که برای ایجاد مدل فازی از داده‌های این بخش هیچ استفاده‌ای نشده است، خطای تقریب به نسبت بخش آموزش بالاتر می‌باشد. در بخش تست، ماکزیمم درصد خطای مطلق به ۲۵ درصد می‌رسد. برای نمایش بهتر، مجدداً مقادیر درصد خطای مطلق برای تمام نمونه‌ها در شکل ۱۰ نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، مقادیر درصد خطای مطلق برای همهٔ آزمایش‌ها زیر ۲۵ درصد می‌باشند، درحالی‌که برای اکثر داده‌ها مقادیر خطا زیر ۱۵ درصد می‌باشند.

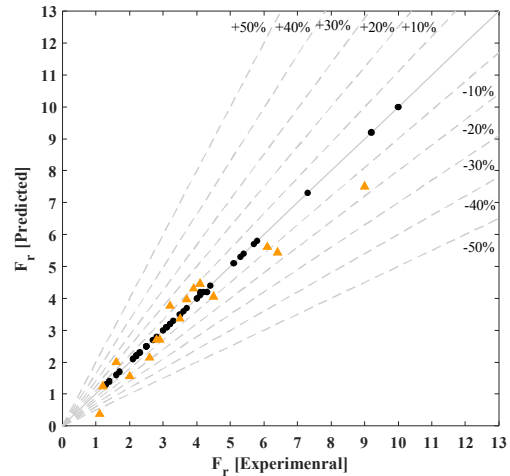


Fig. 8 The resulting force with respect to experimental values  
 شکل ۸ نیروی برآیند تقریب زده شده برحسب مقادیر تجربی

شکل ۹، نیروی برآیند فرایند میکروفرزکاری استخوان را در وضعیت تقریب زده شده و آزمایشگاهی برای دو بخش آموزش و تست نشان می‌دهد. در همین شکل، مقدار درصد خطای مطلق

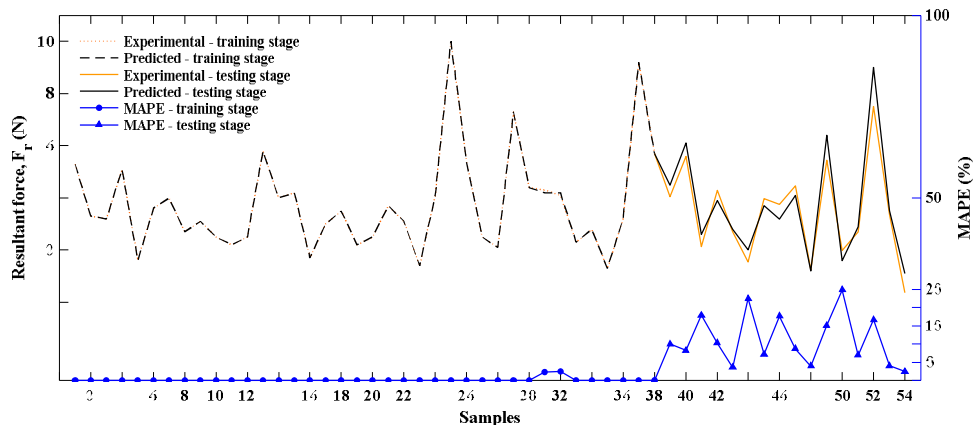


Fig. 9 The experimental and predicted resultant force, and the MAPE in both training and testing sections  
 شکل ۹ نیروی برآیند تجربی و تقریب زده شده و مقدار MAPE در دو بخش آموزش و تست

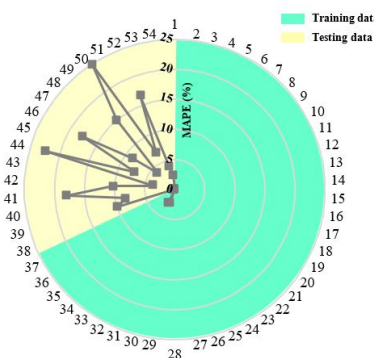


Fig. 10 Mean absolute percentage error for training and testing section  
 شکل ۱۰ مقادیر درصد خطای مطلق برای تمامی آزمایش‌ها در دو بخش آموزش و تست

پیش‌بینی نیروی برآیند میکروفرزکاری می‌باشند. مدل فازی در عین ساختار ساده دقت بالایی از خود به نمایش گذاشته است. درصد خطای مطلق برای بخش‌های آموزش و تست به ترتیب برابر ۰/۱۲ و ۱۱/۲۲ درصد محاسبه شده است. به‌علاوه، ضریب تعیین به ترتیب برای بخش‌های آموزش و تست برابر با ۰/۹۹ و ۰/۹۳ آمده است که این نشان‌دهنده تطابق بسیار خوب مقادیر تقریب زده شده نیروی برآیند فرایند میکروفرزکاری استخوان با مقادیر آزمایشگاهی می‌باشد. استفاده از فرایند میکروفرزکاری موجب کنترل و بهبود بهتر نیروی ایجاد شده در بافت استخوان نسبت به فرزکاری معمولی می‌شود.

#### ۵- مراجع

- [1] M. Marco, M. Rodríguez-Millán, C. Santiuste, E. Giner, M. Henar Miguélez, A review on recent advances in numerical modelling of bone cutting, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 44, pp. 179-201, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.12.006>
- [2] B. Narendra, D. Sameehan, S. Joshi, *Machining of Bone and Hard Tissues*, Switzerland, 2016. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-39158-8>
- [3] R. K. Pandey, S. S. Panda, Drilling of bone: A comprehensive review, *Journal of Clinical Orthopaedics & Trauma*, Vol. 4, No. 1, pp. 15-30, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2013.01.002>
- [4] K. Denis, G. Van Ham, J. Vander Sloten, R. Van Audekercke, G. Van der Perre, J. De Schutter, J. P. Kruth, J. Bellemans, G. Fabry, Influence of bone milling parameters on the temperature rise, milling forces and surface flatness in view of robot-assisted total knee arthroplasty, *International Congress Series*, Vol. 1230, pp. 300-306, 2001. [https://doi.org/10.1016/S0531-5131\(01\)00067-X](https://doi.org/10.1016/S0531-5131(01)00067-X)
- [5] Z. Deng, H. Zhang, B. Gui, H. Jin, Hilbert-Huang Transform based state recognition of bone milling with force sensing, *IEEE International Conference on Information and Automation (ICIA)*, pp. 937-942, 2013. <https://doi.org/10.1109/ICInfA.2013.6720428>
- [6] L. O'Toole, C. W. Kang, F. Z. Fang, Precision micro-milling process: state of the art. *Advances in Manufacturing*, Vol. 9, No. 2, pp. 173-205, 2021. <https://doi.org/10.1007/s40436-020-00323-0>
- [7] C. Natali, P. Ingle, J. Dowell, Orthopaedic bone drills-can they be improved? Temperature changes near the drilling face, *The Journal of bone and joint surgery*, Vol. 78, No. 3, pp. 357-62, 1996. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.78B3.0780357>
- [8] Z. Liao, D. Axinte, D. Gao, On modelling of cutting force and temperature in bone milling, *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 266, pp. 627-638, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2018.11.039>
- [9] M. Moghaddam, A. Nahvi, M. Arbabtafti, M. Mahvash, A Physically Realistic Voxel-Based Method for Haptic

جدول ۲، لیست معیارهای خطای جذر میانگین مربعات، درصد خطای مطلق و ضریب تعیین برای دو بخش آموزش و تست نشان داده شده است. همان‌طور که دیده می‌شود، خطای جذر میانگین مربعات برای هر دو بخش آموزش و تست بخصوص برای بخش آموزش بسیار پایین می‌باشند. همچنین، درصد خطای مطلق برای بخش‌های آموزش و تست به ترتیب برابر ۰/۱۲ و ۱۱/۲۲ درصد محاسبه شده است. ماکزیمم درصد خطای مطلق به ۲۵ درصد می‌رسد درحالی‌که میانگین محاسبه شده این معیار در بخش تست (۱۱/۲۲ درصد) مقدار قابل قبولی می‌باشد. به‌علاوه، ضریب تعیین به ترتیب برای بخش‌های آموزش و تست برابر با ۰/۹۹ و ۰/۹۳ آمده است که این نشان‌دهنده تطابق بسیار خوب مقادیر تقریب زده شده نیروی برآیند فرایند میکروفرزکاری استخوان با مقادیر آزمایشگاهی می‌باشد.

جدول ۲ معیارهای سنجش محاسبه شده برای دو بخش آموزش و تست  
Table 2 The calculated evaluation criteria in the two training and test stages

	R <sup>2</sup>	MAPE (%)	RMSE	
آموزش	۰/۹۹	۰/۱۲	۰/۰۲	نیروی برآیند
تست	۰/۹۳	۱۱/۲۲	۰/۶۷	

#### ۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش پاسخ برآیند نیروهای برش فرایند میکروفرزکاری استخوان کورتیکال به‌صورت تجربی و با استفاده از روش منطق فازی به‌منظور به‌کارگیری در ربات‌های جراحی در اتاق عمل مورد تحلیل و بررسی قرار گرفت. این فرایند به دلیل مقیاس کوچک‌تر ابزار، نیروی کمتر و دمای پایین‌تری را نسبت به فرزکاری در حالت معمولی در بافت استخوان ایجاد می‌کند و می‌تواند طول دوره درمان و عوارض ناشی از جراحی اورتوپدی را کاهش دهد. در مدل فازی متغیرهای ورودی شامل پنج متغیر سرعت دورانی ابزار، نرخ پیشروی، عمق برش، قطر ابزار و جهت برش نسبت با استخوان‌ها و متغیر خروجی نیروی برآیند در نظر گرفته شد.

در بررسی رفتار نیروی برش میکروفرزکاری با توجه به نتایج به‌دست‌آمده مشاهده شد که در بازه پارامترهای ورودی در این پژوهش، با افزایش سرعت دورانی ابزار برآیند نیروهای وارد بر بافت استخوان کاهش می‌یابد. همچنین افزایش نرخ پیشروی، عمق برش و قطر ابزار منجر به افزایش برآیند نیروهای برش می‌شود. نتایج مدل‌سازی نشان‌دهنده دقت بالای مدل در

- [19] C. Yeager, A. Nazari, D. Arola, Machining of cortical bone: Surface texture, surface integrity and cutting forces, *Machining Science and Technology*, Vol. 12, No. 1, pp. 100-118, 2008.  
<https://doi.org/10.1080/10910340801890961>
- [20] N. P. Dillon, L. B. Kratchman, M. S. Dietrich, R. F. Labadie, R. J. Webster, 3rd, T. J. Withrow, An experimental evaluation of the force requirements for robotic mastoidectomy, *Otology & Neurotology*, Vol. 34, No. 7, pp. 93-102, 2013.  
<https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e318291c76b>
- [21] P. A. Federspil, B. Plinkert, P. K. Plinkert, Experimental robotic milling in skull-base surgery, *Computer Aided Surgery*, Vol. 8, No. 1, pp. 42-8, 2003.  
<https://doi.org/10.3109/10929080309146102>
- [22] M. Qasemi, M.M. Sheikhi, M. Zolfaghari, V. Tahmasbi, Experimental Investigation, Mathematical Modeling and Optimization of Cutting Forces in the Automatic Process of Cortical Bone Milling. *Modares Mechanical Engineering*. Vol. 20, No. 4, pp. 987-997, 2020. (in Persian)
- [23] M. Ghoreishi, M. Zolfaghari, V. Tahmasbi, Sobol Sensitivity Analysis, Modeling and Optimization Effective Parameters of Force in Bone Drilling Processes, *Tabriz Journal Mechanical Engineering*, Vol. 48, pp. 229-237, 2018. (in Persian)
- [24] M. Safari, V. Tahmasbi, A. H. Rabiee, Investigation into the automatic drilling of cortical bones using ANFIS-PSO and sensitivity analysis, *Neural Computing and Applications*, Vol. 33, pp. 16499-16517, 2021.  
<https://doi.org/10.1007/s00521-021-06248-4>
- [25] V. Tahmasbi, A. H. Rabiee, Intelligent temperature modeling in robotic cortical bone milling process based on teaching-learning-based optimization algorithm, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 236, pp. 1118-1128, 2022.  
<https://doi.org/10.1177/09544119221106822>
- [26] A. H. Rabiee, V. Tahmasbi, M. Qasemi, Experimental evaluation, modeling and sensitivity analysis of temperature and cutting force in bone micro-milling using support vector regression and EFAST methods. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, Vol. 120, pp. 105874, 2023.  
<https://doi.org/10.1016/j.engappai.2023.105874>
- [27] W. Y. Lee, C. L. Shih, Control and breakthrough detection of a three-axis robotic bone drilling system, *Mechatronics*, Vol. 16, No. 2, pp. 73-84, 2006.  
<https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2005.11.002>
- [28] R. K. Pandey, S. S. Panda, Optimization of bone drilling using Taguchi methodology coupled with fuzzy based desirability function approach, *Journal of Intelligent Manufacturing*, Vol. 26, No. 6, pp. 1121-1129, 2015.  
<https://doi.org/10.1007/s10845-013-0844-9>
- Simulation of Bone Machining, in *Proceeding of Springer Berlin Heidelberg*, pp. 651-660, 2008.  
[https://doi.org/10.1007/978-3-540-69057-3\\_82](https://doi.org/10.1007/978-3-540-69057-3_82)
- [10] B. Kianmajd, D. Carter, M. Soshi, A novel toolpath force prediction algorithm using CAM volumetric data for optimizing robotic arthroplasty, *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Vol. 11, No. 10, pp. 1871-80, 2016.  
<https://doi.org/10.1007/s11548-016-1355-x>
- [11] C. Plaskos, *Modeling and Design of Robotized Tools and Milling Techniques for Total Knee Arthroplasty*, Thesis, Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2005.
- [12] K. I. A.-I. Al-Abdullah, H. Abdi, C. P. Lim, W. A. Yassin, Force and temperature modelling of bone milling using artificial neural networks, *Measurement*, Vol. 116, pp. 25-37, 2018.  
<https://doi.org/10.1016/j.measurement.2017.10.051>
- [13] V. Tahmasbi, A. H. Rabiee, M. Safari, Process modeling of force behavior in the automatic bovine cortical bone milling process using adaptive neuro-fuzzy inference system, *Amirkabir Journal Mechanical Engineering*, Vol. 53, No. 2, pp. 1287-1306, 2021. (in Persian)  
<https://doi.org/10.22060/mej.2020.16766.6436>
- [14] D. Wu, L. Zhang, S. Liu, Research on establishment and validation of cutting force prediction model for bone milling, in *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, pp. 1864-1869, 2015.  
<https://doi.org/10.1109/ROBIO.2015.7419044>
- [15] G. Van Ham, K. Denis, J. Vander Sloten, R. Van Audekercke, G. Van der Perre, J. De Schutter, E. Aertbelien, S. Demey, J. Bellemans, Machining and accuracy studies for a tibial knee implant using a force-controlled robot, *Computer Aided Surgery*, Vol. 3, No. 3, pp. 123-33, 1998.  
[https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-0150](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-0150)
- [16] T. Inoue, N. Sugita, M. Mitsuishi, T. Saito, Y. Nakajima, Y. Yokoyama, K. Fujiwara, N. Abe, T. Ozaki, M. Suzuki, K. Kuramoto, Y. Nakashima, K. Tanimoto, Optimal control of cutting feed rate in the robotic milling for total knee arthroplasty, in *3rd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, pp. 215-220, 2010.  
<https://doi.org/10.1109/BIOROB.2010.5626940>
- [17] M. Mitsuishi, S. Warisawa, N. Sugita, Determination of the Machining Characteristics of a Biomaterial Using a Machine Tool Designed for Total Knee Arthroplasty, *CIRP Annals*, Vol. 53, No. 1, pp. 107-112, 2004.  
[https://doi.org/10.1016/S0007-8506\(07\)60656-8](https://doi.org/10.1016/S0007-8506(07)60656-8)
- [18] W. R. Krause, D. W. Bradbury, J. E. Kelly, E. M. Luncford, Temperature elevations in orthopaedic cutting operations, *Journal of Biomechanics*, Vol. 15, No. 4, pp. 267-75, 1982.  
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(82\)90173-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(82)90173-7)