

## ارزیابی تحلیل حرارتی عددی سوراخکاری استخوان فک در جراحی مرتبط با کاشت ایمپلنت

عادل پیر جمالی نیسیانی<sup>۱</sup> - دکتر نیما جمشیدی<sup>۲\*</sup> - دکتر محسن صراف بیدآباد<sup>۳</sup> - نوید سلطانی<sup>۴</sup>

۱- محقق، کارشناسی ارشد گروه آموزشی بیومواد، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استادیار گروه آموزشی مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۳- استادیار گروه آموزشی مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۴- محقق، کارشناسی ارشد گروه آموزشی مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، تهران، ایران

### Thermal numerical assessment of jawbone drilling factor during implantology

Adel Pirjamali Neisiani<sup>1</sup>, Nima Jamshidi<sup>2\*</sup>, Mohsen Saraf Bidabad<sup>3</sup>, Navid Soltani<sup>4</sup>

1- Research Associate, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

2\*- Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran (nima\_jamshidi@yahoo.com)

3- Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

4- Research Associate, Department of Biomedical Engineering, School of Biomedical Engineer, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

**Background and Aims:** Optimization drilling parameters in order to temperature decrease during creation of hole in the bone is an interested issue. The aim of this study was to achieve optimum values of drilling parameters based on the creation of minimum temperature during jawbone drilling.

**Materials and Methods:** In this study two models of mandible and maxilla was created and teeth 2, 5 and 8 from maxilla and teeth 25, 28 and 31 from mandible were removed. The drilling operation was performed under different conditions on jawbone models using finite element analysis and the maximum temperatures were measured in adjacent of holes.

**Results:** Drill bit head angle of 70 degrees was created the lowest maximum temperature during drilling operation. The lowest maximum temperatures were observed in the drill bit rotational speed, drill bit feed rate and the force exerted on the drill bit equal to 200 rpm, 120 mm/min and 60 N, respectively. The use of irrigation can decrease the maximum bone temperature about 7°C. The maximum temperature differences in various regions of mandible and maxilla were approximately about 1°C.

**Conclusion:** Sharpness of drill bit head angle, reduction of drill bit rotational speed, increasing drill bit feed rate and exerted force on drill bit and also the use of irrigation played effective roles in temperature decrease during jawbone drilling. Drilling site did not have important effect on the temperature changes during jawbone drilling.

**Key Words:** Mandible, Maxilla, Finite element analysis

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2016;28(4):266-73

\* مولف مسوول: نشانی: اصفهان - هزار جریب - دانشگاه اصفهان - دانشکده فنی و مهندسی - گروه آموزشی مهندسی پزشکی  
تلفن: ۳۷۹۳۵۶۱۳ نشانی الکترونیک: n.jamshidi@eng.ui.ac.ir

## چکیده

**زمینه و هدف:** بهینه‌سازی پارامترهای سوراخ کاری به منظور کاهش دمای ایجاد شده حین ایجاد حفره در استخوان از جمله مواردی است که مورد توجه محققان می‌باشد. هدف از انجام این تحقیق دستیابی به مقادیر بهینه از پارامترهای سوراخ کاری بر مبنای ایجاد کمترین دما حین سوراخ کاری استخوان فک است.

**روش بررسی:** در این پژوهش دو مدل از فک پایین و بالا تهیه گردید و دندان‌های شماره ۲، ۵ و ۸ از فک بالا و نیز دندان‌های شماره ۲۵، ۲۸ و ۳۱ از فک پایین برداشته شد. سپس عمل سوراخ کاری تحت شرایط مختلف روی مدل‌ها به روش تحلیل اجزای محدود انجام گردید و مقدار حداکثر دما در مجاور محل حفرت اندازه‌گیری شد.

**یافته‌ها:** مته با زاویه نوک ۷۰ درجه، کمترین حداکثر دما را حین سوراخ کاری ایجاد کرد. همچنین کمترین حداکثر دماها در سرعت چرخش مته، نرخ پیشروی مته و نیروی وارد بر مته به ترتیب برابر با ۲۰۰ RPM، ۱۲۰ mm/min و ۶۰ N مشاهده شد. استفاده از خنک کننده توانست ماکزیمم دمای ایجاد شده را به مقدار تقریبی ۷ درجه سانتی‌گراد کاهش دهد. بیشترین اختلاف دما در مناطق مختلف تحت سوراخ کاری در فک بالا و پایین به مقدار تقریبی ۱ درجه سانتی‌گراد بود.

**نتیجه‌گیری:** تیزی ابزار برش، کم نمودن سرعت چرخش مته، بالا بردن نرخ پیشروی و نیروی وارد بر مته و نیز استفاده از خنک کننده نقش قابل توجهی در کاهش دمای استخوان فک حین سوراخ کاری آن داشت. محل انجام سوراخ کاری روی استخوان فک تأثیر چندانی بر تغییرات دمایی پدید آمده نداشت.

**کلید واژه‌ها:** تحلیل اجزای محدود، فک پایین، فک بالا

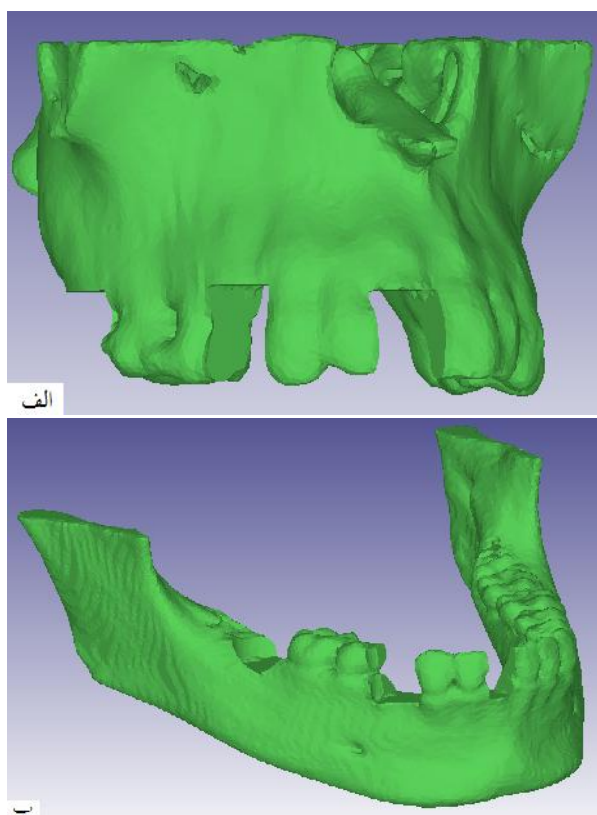
وصول: ۹۴/۰۴/۱۶ اصلاح نهایی: ۹۴/۱۱/۰۱ تأیید چاپ: ۹۴/۱۱/۰۵

## مقدمه

سوراخ کاری از جمله بررسی میزان افزایش دما در محل سوراخ کاری استخوان، انجام شده است (۸-۳). از جمله این موارد می‌توان به بررسی اثر زاویه نوک مته سوراخ کاری (۹،۱۰)، اثر قطر مته سوراخ کاری (۵) و عمق سوراخکاری (۱۱) اشاره نمود. علاوه بر هندسه مته و وضعیت استخوان در بیمار عواملی نیز تحت کنترل جراح هستند که به عنوان عوامل کنترل کننده دما حین سوراخ کاری استخوان به حساب می‌آیند که از جمله آن‌ها می‌توان به سرعت چرخش مته (۱۲،۱۳)، نرخ پیشروی مته (۴) و نیروی وارد بر مته (۱۴) اشاره نمود. استفاده از خنک کننده نیز در حین سوراخ کاری استخوان از جمله عوامل مرتبط با جراح است که اثر استفاده از آن در مطالعات پیشین مورد توجه بوده است (۱۵) هرچند که امکان بوجود آمدن عفونت در اثر استفاده از خنک کننده در محل سوراخ کاری استخوان وجود دارد (۱۶). نتایج مطالعات انجام شده نشان داده است که آن چه منجر به افزایش دما حین سوراخکاری استخوان می‌گردد سوراخ نمودن بخش کورتیکال استخوان است و قسمت مغز استخوان به دلیل ساختار ژلاتین مانند آن به اتلاف حرارت تولید شده کمک می‌کند (۱۷). در پژوهش حاضر اثر زاویه نوک مته، سرعت چرخشی مته، نرخ پیشروی مته، نیروی وارد بر مته، خنک کننده و نیز اثر محل سوراخ کاری بر افزایش دمای استخوان فک حین سوراخ کاری آن مورد بررسی قرار گرفت. هدف از انجام این مطالعه، بررسی پارامترهای سوراخ کاری ذکر شده به منظور دستیابی به یک

افزایش بیش از اندازه دما در استخوان می‌تواند منجر به پدید آمدن آسیب حرارتی در بافت استخوان گردد که در اصطلاح به آن استئونکروزیس می‌گویند. به دلیل پایین بودن ضریب رسانایی حرارتی استخوان، امکان انتقال موثر حرارت در داخل استخوان به منظور کم نمودن دما در یک موضع وجود ندارد که این خود به عنوان یک عامل مهم جهت پدید آمدن استئونکروزیس در استخوان به حساب می‌آید. سوراخ کاری استخوان از جمله مواردی است که می‌تواند منجر به پدید آمدن استئونکروزیس گردد. از سوراخ کاری استخوان در جراحی‌های ارتوپدی و نیز جراحی‌های مرتبط با فک و دندان از جمله کاشت ایمپلنت‌های دندانی استفاده می‌شود. وقوع استئونکروزیس حین سوراخ کاری استخوان فک به منظور کاشت ایمپلنت دندانی می‌تواند منجر به آسیب رساندن به بافت استخوان اطراف محل سوراخ شده گردد که این آسیب استخوانی عدم تثبیت ایمپلنت و لق شدگی آن را پس از فرایند کاشت در پی دارد (۱). عدم تثبیت ایمپلنت را پس از فرایند کاشت می‌توان به دلیل عدم پدید آمدن استئواینترگریشن مناسب میان بافت استخوان و ایمپلنت در اثر آسیب حرارتی وارد شده به بافت استخوان دانست. آستانه دمایی که استخوان را در معرض استئونکروزیس قرار می‌دهد ۴۷ درجه سانتی‌گراد می‌باشد (۲). تحقیقات عملی و شبیه‌سازی‌های بسیاری در زمینه سوراخ کاری استخوان و بررسی اثرات

شرایط مرتبط با هر کدام از شبیه‌سازی‌ها توضیح داده شده است. لازم به ذکر است که در تمامی شبیه‌سازی‌های انجام شده قطر و زاویه ماریپیچ مته مقداری ثابت و به ترتیب برابر با ۲ میلی‌متر و ۲۳ درجه می‌باشد. همچنین به جز بررسی اثر محل سوراخ کاری بر افزایش دما سایر شبیه‌سازی‌ها تنها در محل برداشته شده دندان شماره ۳۱ واقع در فک پایین انجام گردید. ضخامت استخوان کورتیکال برای فک حدود ۲ میلی‌متر در نظر گرفته شده است (۲۱). عمق سوراخ کاری نیز در کلیه این شبیه‌سازی‌ها به میزان ۲ میلی‌متر در ضخامت استخوان کورتیکال فرض شده است.



شکل ۱- الف) مدل فک بالا و جاهای خالی در اثر برداشتن دندان‌ها، ب) مدل فک پایین و جاهای خالی برداشته شدن دندان‌ها

مقدار بهینه از پارامترها، بر مبنای کمترین دمای پدید آمده در محل حفره ایجاد شده در بخش کورتیکال استخوان فک بود.

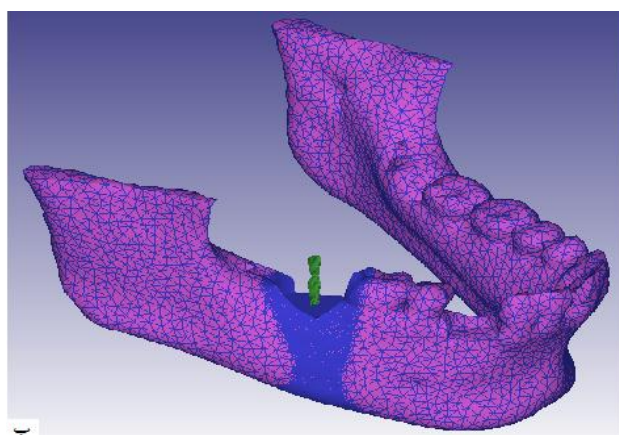
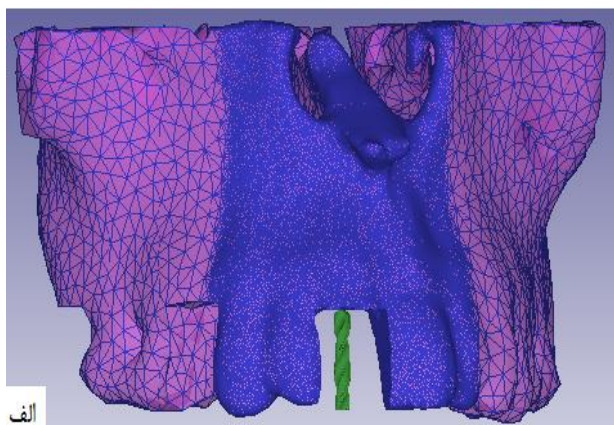
## روش بررسی

در ابتدای این پژوهش یک مدل سه بعدی از استخوان فک پایین و بالا جهت وارد نمودن آن در نرم‌افزار Deform-3D Ver6.1 (Scientific forming technologies corporation, columbus, Ohio) طراحی گردید. برای مدل سازی از تعداد ۱۴۰ تصویر سی تی اسکن که با رزولوشن بالا گرفته شده است استفاده گردید و توسط نرم‌افزار MIMICS 10.01 (Materialize NV, Leuven, Belgium) مدل‌های سه بعدی از استخوان فک پایین و بالا تهیه شد. سپس مدل‌های به دست آمده وارد نرم‌افزار Deform-3D Ver6.1 شده و دندان‌های شماره ۲، ۵ و ۸ از فک بالا و نیز دندان‌های شماره ۲۵، ۲۸ و ۳۱ از فک پایین مطابق شکل ۱ برداشته شدند. سپس خواص مکانیکی و حرارتی برای بخش کورتیکال استخوان جهت تخصیص جنس مناسب برای مدل‌ها مطابق جدول ۱ تعریف گردید. ضریب انبساط حرارتی استخوان کورتیکال از مرجع ۱۸ استخراج شده است.

جهت انجام عمل سوراخ کاری بخش کورتیکال استخوان در نرم‌افزار، به نمودار تنش- کرنش استخوان کورتیکال بر حسب نرخ کرنش نیاز است. این نمودار مطابق نمودار ۱ وارد نرم‌افزار گردید (۱۹). وضعیت استخوان فک جهت تحلیل در نرم‌افزار الاستو- پلاستیک (۲۰) در نظر گرفته شد. سپس مته‌هایی جهت انجام سوراخ کاری‌ها بر استخوان فک در نرم‌افزار Deform-3D Ver6.1 طراحی شدند. وضعیت مته در این شبیه‌سازی‌ها صلب در نظر گرفته شد. در این مطالعه به بررسی اثر شش پارامتر مختلف بر میزان افزایش دما حین سوراخ کاری بخش کورتیکال استخوان فک پرداخته شد که در ادامه

جدول ۱- اطلاعات فیزیکی و حرارتی مربوط به استخوان کورتیکال

ویژگی	مقدار	رفرنس
دانسیتته ( $\text{g/cm}^3$ )	۲/۱	(۱۶)
هدایت حرارتی ( $\text{W/m}^\circ\text{C}$ )	۰/۳۸	(۱۶)
ظرفیت حرارتی ( $\text{J/g}^\circ\text{C}$ )	۱/۲۶	(۱۶)
ضریب انبساط حرارتی ( $\text{mm}/^\circ\text{C}$ )	$۲۷/۵ \times ۱۰^{-۶}$	(۱۸)

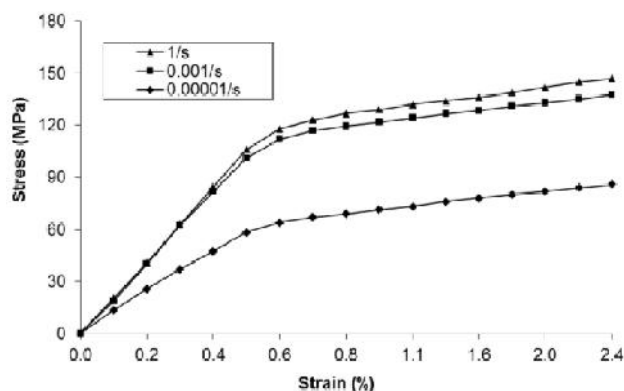


شکل ۳- مته قرار گرفته شده روی الف) جای خالی دندان شماره ۸ در فک بالا ب) جای خالی دندان شماره ۳۱ در فک پایین

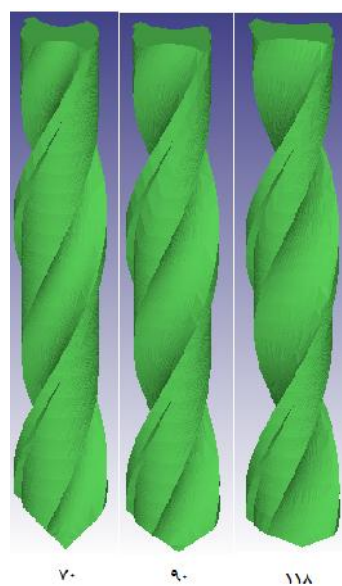
شرایط متغیرها در شبیه‌سازی بررسی اثر زاویه نوک مته در این بخش از شبیه‌سازی سه مته با سه زاویه نوک مختلف ۷۰، ۹۰ و ۱۱۸ درجه در نرم‌افزار Deform-3D Ver6.1 طراحی شدند. سرعت چرخشی و نرخ پیشروی مته‌ها در این شبیه‌سازی‌ها به ترتیب ۴۰۰ RPM (Round Per Minute) و ۶۰mm/min در نظر گرفته شدند.

شرایط متغیرها در شبیه‌سازی بررسی اثر سرعت چرخشی مته برای شبیه‌سازی در این قسمت از چهار سرعت چرخشی مختلف مته برابر با ۲۰۰، ۴۰۰، ۸۰۰ و ۱۲۰۰ RPM استفاده گردید. زاویه نوک مته و نیز نرخ پیشروی آن به ترتیب برابر با ۱۱۸ درجه و ۶۰mm/min در نظر گرفته شد.

در شکل ۲ تصویری از مته‌های طراحی شده در نرم‌افزار را با زوایای نوک مختلف نشان می‌دهد. شکل ۳ نیز نمایشی از قرارگیری مته سوراخ کاری در محل مناسب خود روی استخوان‌های فک را نشان می‌دهد. جهت افزایش دقت نتایج به دست آمده، سایز مش‌ها روی استخوان فک در محل سوراخ کاری‌ها ۰/۱۵ میلی‌متر و در مناطق دیگر حدود ۳/۲ میلی‌متر در نظر گرفته شد. فرمت کلیه مدل‌های وارد شده به نرم‌افزار Deform-3D Ver6.1، STL است. همچنین کلیه این شبیه‌سازی‌ها در سیستمی با مشخصات Intel (R) Core(TM) i7-3770 CPU و 8192MB RAM انجام گرفت.



نمودار ۱- نمودار تنش-کرنش در نرخ کرنش‌های مختلف برای استخوان کورتیکال (۱۹)



شکل ۲- نمایشی از مته‌های سوراخ کاری با زوایای نوک ۷۰، ۹۰ و ۱۱۸ درجه

شرایط متغیرها در شبیه‌سازی بررسی اثر نرخ پیشروی مته

در این قسمت سه نرخ پیشروی مته معادل ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ mm/min مورد مقایسه قرار گرفتند. در این شبیه‌سازی‌ها زاویه نوک مته ۱۱۸ درجه و سرعت چرخشی آن برابر با ۴۰۰ RPM تعیین گردید.

شرایط متغیرها در شبیه‌سازی بررسی اثر نیروی وارد بر مته

جهت بررسی اثر نیروی وارد شده بر مته، از سه نیروی ۲۰، ۴۰ و ۶۰ نیوتن جهت وارد نمودن مته به درون استخوان استفاده گردید. در این شبیه‌سازی‌ها زاویه نوک مته ۱۱۸ درجه و سرعت چرخشی مته برابر با ۴۰۰ RPM در نظر گرفته شد.

شرایط متغیرها در شبیه‌سازی بررسی اثر خنک کننده

در این مطالعه از مته به زاویه نوک ۱۱۸ درجه با سرعت چرخشی معادل ۴۰۰ RPM و تحت نیروی ۴۰ نیوتن جهت سوراخ نمودن فک در دو وضعیت بدون خنک کننده و همراه با خنک کننده بررسی شدند. خنک کننده مورد استفاده در این شبیه‌سازی آب ۴ درجه سانتی‌گراد در نظر گرفته شد. ضریب رسانایی حرارتی آب برابر با  $0.6096 \text{ W/m}^{\circ}\text{C}$  (۲۲) تعیین شد.

شرایط متغیرها در شبیه‌سازی بررسی اثر محل سوراخ کاری

در این بخش سوراخ کاری استخوان فک در ۶ منطقه انجام شد. برای این کار دندان‌های شماره ۲، ۵ و ۸ از فک بالا و نیز دندان‌های شماره ۲۵، ۲۸ و ۳۱ از فک پایین در نرم‌افزار Deform-3D Ver6.1 برداشته شده و سوراخ کاری در محل این دندان‌ها انجام گرفت. برای این کار از مته با سرعت چرخشی معادل ۴۰۰ RPM، نیروی اعمالی بر مته برابر با ۴۰ نیوتن و زاویه نوک ۱۱۸ درجه استفاده گردید.

## یافته‌ها

در پایان کلیه شبیه‌سازی‌ها جهت بررسی اثر هر یک از پارامترها بر افزایش دما، حداکثر دمای ایجاد شده در طول مدت زمان سوراخ کاری در عمق ۱ میلی‌متری زیر استخوان کورتیکال و به فاصله ۰/۵ میلی‌متر

نسبت به محل سوراخ شده مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج شبیه‌سازی اثر زاویه نوک مته بر افزایش دمای استخوان حین سوراخ کاری

در پایان این شبیه‌سازی‌ها مشاهده گردید که مته با زاویه نوک ۷۰ درجه با حداکثر دمای ایجاد شده معادل  $39/36$  درجه سانتی‌گراد نسبت به دو مته با زاویه نوک ۹۰ و ۱۱۸ درجه به ترتیب با ماکزیمم‌های دمایی برابر با  $45/01$  و  $46/42$  درجه سانتی‌گراد، کمترین افزایش دما را در استخوان سبب شده است.

نتایج شبیه‌سازی اثر سرعت چرخشی مته بر افزایش دمای استخوان حین سوراخ کاری

میزان حداکثر دمای ایجاد شده در استخوان مجاور محل سوراخ کاری برای مته‌ها با سرعت چرخشی ۲۰۰، ۴۰۰، ۸۰۰ و ۱۲۰۰ RPM به ترتیب برابر با  $34/22$ ،  $46/42$ ،  $52/12$  و  $57/52$  درجه سانتی‌گراد اندازه‌گیری شد.

نتایج شبیه‌سازی اثر نرخ پیشروی مته بر افزایش دمای استخوان حین سوراخ کاری

نتایج حاصل از این شبیه‌سازی نشان داد که بیشترین مقدار دمای ایجاد شده در استخوان حین سوراخ کاری با مته‌ها به نرخ‌های پیشروی ۶۰، ۹۰ و  $120 \text{ mm/min}$  به ترتیب برابر با  $46/42$ ،  $37/35$  و  $34/72$  درجه سانتی‌گراد بود.

نتایج شبیه‌سازی اثر نیروی وارد به مته بر افزایش دمای استخوان حین سوراخ کاری

در پایان این شبیه‌سازی‌ها مشاهده گردید که مته با نیروی اعمالی ۶۰ نیوتن با حداکثر دمای ایجاد شده معادل  $36/07$  درجه سانتی‌گراد نسبت به دو مته دیگر تحت نیروی اعمالی ۴۰ و ۶۰ نیوتن به ترتیب با ماکزیمم‌های دمایی برابر با  $41/67$  و  $47/41$  درجه سانتی‌گراد، کمترین افزایش دما را در استخوان مجاور محل سوراخ شده ایجاد کرده است.

نتایج شبیه‌سازی اثر خنک کننده بر افزایش دمای استخوان حین سوراخ کاری

پس از انجام این شبیه‌سازی مشخص گردید که حداکثر دمای ایجاد شده در استخوان مجاور محل سوراخ کاری در حضور خنک کننده ۳۴/۶۵ درجه سانتی‌گراد و این حداکثر دما در غیاب خنک کننده ۴۱/۶۷ درجه سانتی‌گراد می‌باشد.

نتایج شبیه‌سازی اثر محل سوراخ کاری استخوان بر افزایش دمای آن نتایج حاصل از این شبیه‌سازی‌ها نشان داد که حداکثر دمای ایجاد شده در استخوان مجاور محل سوراخ کاری شده در محل خالی دندان‌های شماره ۲، ۵ و ۸ واقع در فک بالا به ترتیب برابر با ۴۱/۴۴، ۴۱/۲۹ و ۴۲/۰۳ درجه سانتی‌گراد می‌باشد. همچنین این مقادیر در محل خالی دندان‌های شماره ۲۵، ۲۸ و ۳۱ واقع در فک پایین به ترتیب برابر با ۴۲/۱۸، ۴۱/۲۲ و ۴۱/۶۷ درجه سانتی‌گراد بود.

## بحث و نتیجه‌گیری

از نتایج پژوهش حاضر مشخص گردید که از نقطه نظر دمایی کمترین میزان افزایش دما در استخوان حین سوراخ کاری آن با مته به زاویه نوک ۷۰ درجه رخ داده است. در رابطه با اثر زاویه نوک مته نتایج تحقیقات مختلف، متفاوت بوده است. برای مثال Saha و همکاران (۹) مته با زاویه نوک ۱۱۸ درجه را برای سوراخ کاری استخوان مناسب دانسته‌اند که از نظر کاهش نیروی وارد بر مته و نیز کاهش در افزایش دما و نیز حداقل نمودن تخریب بافت استخوان بهترین نتیجه را داشته است. اگرچه Fuchsberger (۲۳) در تحقیقات خود عنوان کرده است که جهت کم نمودن آسیب‌های حرارتی و مکانیکی مناسب‌ترین زاویه نوک مته در بازه ۷۰ تا ۷۵ درجه قرار دارد. این در حالی است که نتایج تحقیقات Augustin و همکاران (۴) نشان دادند که زاویه نوک مته تأثیر چندانی بر میزان افزایش دما نخواهد داشت. در توجیه اثر زاویه نوک مته در سوراخ کاری استخوان، Allan و همکاران (۲) عنوان کرده‌اند که تیزی ابزار سوراخ کاری اثر زیادی بر افزایش دمای قطعه حین سوراخ نمودن آن دارد و علت آن را افزایش نیروی اعمالی به مته جهت انجام عمل سوراخ کاری و بالا رفتن اصطکاک میان مته و

استخوان و افزایش بیشتر دما نسبت به زوایای با تیزی کمتر عنوان کرده‌اند. از نتایج به دست آمده در تحقیق پیش روی در رابطه با اثر سرعت چرخشی مته از میان چهار سرعت چرخشی مورد آزمایش، سرعت RPM ۲۰۰ مناسب‌ترین سرعت جهت چرخش مته به حساب آمد. همچنین مشاهده شد که این سرعت نسبت به سرعت‌های چرخشی دیگر کمترین مقدار است. در همین راستا Tu و همکاران (۷) نشان دادند که افزایش سرعت چرخش مته منجر به افزایش دما در استخوان اطراف می‌گردد. در مورد ارتباط میان سرعت چرخش مته و نیروی اعمالی بر آن و اثری که بر افزایش دما می‌گذارد، تحقیقات نشان داده است که سرعت چرخش مته بر نیروی محوری وارد بر مته اثرگذار نبوده ولی بر ماکزیمم دمای تولید شده حین سوراخکاری اثرگذار است (۲۴). در مورد استفاده از سرعت چرخشی مناسب مته جهت سوراخ کاری استخوان نیز عنوان شده است که سرعت پایین چرخش مته، اطلاعات دقیق تری از فرایند سوراخکاری در اختیار جراح قرار می‌دهد به گونه‌ای که به جراح این امکان را می‌دهد که در صورت نیاز اصلاحات مورد نظر در مورد جهت حرکت مته را حین فرایند سوراخکاری استخوان اعمال نماید (۲۵). در تحقیقات مرتبط با سوراخ کاری به طور معمول دو حالت جهت پیشروی مته در نظر می‌گیرند. در حالت اول با ثابت نگه داشتن نرخ پیشروی مقدار نیروی وارد بر مته را در هر لحظه از مدت زمان سوراخ کاری متغیر فرض می‌کنند. در حالت دوم نیز مقدار نیروی اعمال شده بر مته را ثابت در نظر گرفته، که در این حالت مقدار پیشروی مته در هر زمان مقداری متغیر خواهد بود. در این پژوهش هر دو وضعیت جهت سوراخ نمودن استخوان فک مورد آزمایش قرار گرفته است. در بررسی اثر نرخ پیشروی و نیروی اعمالی به مته نیز مشاهده گردید که نرخ پیشروی ۱۲۰ mm/min و نیروی ۶۰ نیوتن مناسب‌ترین مقادیر جهت انجام سوراخ کاری فک از جهت پایین‌ترین حداکثر دمایی به نسبت دیگر مقادیر مورد آزمایش به حساب می‌آیند. همچنین مشاهده می‌گردد که این دو مقدار بیشترین بزرگی را به نسبت دیگر مقادیر مورد آزمایش دارند. در مورد ارتباط میان نیروی وارد بر مته و نرخ پیشروی آن در مطالعات آمده است که نرخ پیشروی مته نسبت مستقیم با نیروی محوری وارد بر مته

روش تحلیل اجزای محدود، فرایند سوراخ کاری استخوان را در غیاب خنک کننده و در حضور آن شبیه‌سازی کرده و به تأثیر مثبت خنک کننده در کاهش دمای استخوان حین سوراخ کاری آن اشاره نمودند. در بیان ارتباط میان سرعت چرخش مته و استفاده از خنک کننده نیز عنوان شده است که سوراخکاری بخش کورتیکال استخوان بدون حضور خنک کننده در سرعت‌های پایین چرخش مته منجر به افزایش بیش از اندازه دما نمی‌گردد (۲۵). علاوه بر موارد بررسی شده فوق، در تحقیق پیش روی به بررسی اثر محل سوراخ کاری بر میزان افزایش دمای آن حین سوراخ کاری استخوان کورتیکال انجام شد مشاهده گردید که هرچه نیروی وارد بر مته افزایش یابد، میزان دمای ایجاد شده در محل سوراخ کاری کمتر می‌شود (۱۴). در مورد اثر خنک کننده بر افزایش دمای استخوان حین سوراخ کاری، نتایج تحقیق فعلی نشان می‌دهد که حداکثر دمای پدید آمده در محل سوراخ کاری استخوان در حضور خنک کننده آب نسبت به حالت بدون خنک کننده منجر به کاهش حداکثر دمای استخوان به مقدار تقریباً ۷ درجه سانتی‌گراد می‌گردد. در بررسی اثر استفاده از خنک کننده حین سوراخ کاری استخوان، Augustin و همکاران (۱۵) از مته با سیستم خنک کنندگی داخلی جهت کاهش دمای استخوان حین سوراخ کاری آن استفاده کردند. نتایج این تحقیق نشان داد که استفاده از خنک کننده حین سوراخ کاری تأثیر قابل توجهی بر کاهش دمای استخوان دارد. Alam و همکاران (۱۹) نیز طی یک آزمون شبیه‌سازی سوراخ کاری به

درد (۲۴). در تحقیقات مرتبط با اثر نرخ پیشروی مته، Augustin و همکاران (۴) نشان دادند که کاهش نرخ پیشروی مته، بیشترین میزان افزایش دما را در استخوان مجاور محل سوراخ کاری شده موجب می‌شود. همچنین Udiljak و همکاران (۲۴) نیز بیان کردند که برای سوراخ کاری استخوان بهتر است که تا حد امکان سرعت پیشروی مته را بیشتر نمود تا کمترین افزایش دمای ممکن حاصل گردد. در پژوهشی نیز که در زمینه بررسی اثر نیروی وارد بر مته بر میزان افزایش دمای آن حین سوراخ کاری استخوان کورتیکال انجام شد مشاهده گردید که هرچه نیروی وارد بر مته افزایش یابد، میزان دمای ایجاد شده در محل سوراخ کاری کمتر می‌شود (۱۴). در مورد اثر خنک کننده بر افزایش دمای استخوان حین سوراخ کاری، نتایج تحقیق فعلی نشان می‌دهد که حداکثر دمای پدید آمده در محل سوراخ کاری استخوان در حضور خنک کننده آب نسبت به حالت بدون خنک کننده منجر به کاهش حداکثر دمای استخوان به مقدار تقریباً ۷ درجه سانتی‌گراد می‌گردد. در بررسی اثر استفاده از خنک کننده حین سوراخ کاری استخوان، Augustin و همکاران (۱۵) از مته با سیستم خنک کنندگی داخلی جهت کاهش دمای استخوان حین سوراخ کاری آن استفاده کردند. نتایج این تحقیق نشان داد که استفاده از خنک کننده حین سوراخ کاری تأثیر قابل توجهی بر کاهش دمای استخوان دارد. Alam و همکاران (۱۹) نیز طی یک آزمون شبیه‌سازی سوراخ کاری به

### تشکر و قدردانی

این مطالعه منتج از پروژه کارشناسی ارشد آقای عادل پیرجمالی به راهنمایی دکتر نیما جمشیدی و دکتر محسن صراف در دانشکده فنی مهندسی دانشگاه اصفهان می‌باشد. بدین وسیله از حمایت‌های این دانشگاه تقدیر و تشکر به عمل می‌آید.

### منابع:

- 1- Karmani S. The thermal properties of bone and the effects of surgical intervention. *Curr Orthop*. 2006;20(1):52-8.
- 2- Allan W, Williams E, Kerawala CJ. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2005;43(4):314-9.
- 3- Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006;64(2):265-9.
- 4- Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrinar DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008;128(1):71-7.
- 5- Karaca F, Aksakal B. Effects of various drilling parameters on bone during implantology: An in vitro experimental study. *Acta Bioeng Biomech*. 2013;15(4):25-32.
- 6- Isler SC, Cansiz E, Tanyel C, Soluk M, Selvi F, Cebi Z. The effect of irrigation temperature on bone healing. *Int J Med Sci*. 2011;8(8):704-8.
- 7- Tu YK, Chen LW, Ciou JS, Hsiao CK, Chen YC. Finite element simulations of bone temperature rise during bone drilling based on a bone analog. *J Med Biol Eng*. 2013;33(3):269-74.
- 8- Natali C, Ingle P, Dowell J. Orthopaedic bone drills-can they be improved? Temperature changes near the drilling face. *J Bone Joint Surg Br*. 1996;78(3):357-62.
- 9- Saha S, Pal S, Albright J. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. *J Biomech Eng*. 1982;104(3):245-52.
- 10- Jacob C, Berry J, Pope M, Hoaglund F. A study of the bone machining process-drilling. *J Biomech*. 1976;9(5):343-9.
- 11- Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee H-J, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;19(3):335-49.

- 12- Basiaga M, Paszenda Z, Szewczenko J, Kaczmarek M. Numerical and experimental analyses of drills used in osteosynthesis. *Acta Bioeng Biomech*. 2011;13(4):29-36.
- 13- Hillery M, Shuaib I. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *J Mater Process Tech*. 1999;92:302-8.
- 14- Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Med Eng Phys*. 2000;22(10):685-91.
- 15- Augustin G, Davila S, Udiljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill. *Int Orthop*. 2012;36(7):1449-56.
- 16- Huiskes R. Some fundamental aspects of human joint replacement: analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures. *Acta Orthop*. 1980;51(S185):3-208.
- 17- Augustin G, Davila S, Udiljak T, Vadrina DS, Bagatin D. Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2009;129(5):703-9.
- 18- Ranu HS. The thermal properties of human cortical bone: an in vitro study. *Eng Med*. 1987;16(3):175-6.
- 19- Alam K, Khan M, Silberschmidt VV. 3D Finite-Element Modelling of Drilling Cortical Bone: Temperature Analysis. *J Med Biol Eng*. 2014;34(6):618-23.
- 20- Lughmani WA, Bouazza-Marouf K, Ashcroft I. Finite element modeling and experimentation of bone drilling forces. *J Phys: Conference Series*; 2013 :IOP Publishing.
- 21- Schwartz-Dabney C, Dechow P. Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible. *J Dent Res*. 2002;81(9):613-7.
- 22- Ramires ML, de Castro CAN, Nagasaka Y, Nagashima A, Assael MJ, Wakeham WA. Standard reference data for the thermal conductivity of water. *J Phys Chem Ref Data*. 1995;24(3):1377-81.
- 23- Fuchsberger A. Optimization of the spiral drill for use in medicine. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 1986;125(3):290-7.
- 24- Udiljak T, Ciglar D, Skoric S. Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis. *Adv in Prod Eng Manag*. 2007;3:103-12.
- 25- Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *J Appl Oral Sci*. 2010;18(5):522-7.