

بررسی اثر زاویه سر مته بر افزایش دما حین سوراخکاری استخوان فک به کمک روش اجزای محدود

عادل پیر جمالی نیسیانی^۱، نیما جمشیدی^{۲*}، محسن صراف بیدآباد^۲، نوید سلطانی^۴

چکیده

مقدمه: افزایش بیش از حد دما حین سوراخکاری استخوان فک جهت کاشت ایمپلنت‌های دندانی منجر به آسیب رساندن به بافت استخوان اطراف می‌گردد. از جمله عوامل اثرگذار بر این افزایش دما می‌توان به پارامترهای هندسی مته‌های جراحی اشاره نمود که زاویه سر مته یکی از آن‌ها می‌باشد. هدف از انجام این پژوهش تعیین زاویه مناسب سر مته بر مبنای ایجاد کمترین افزایش دما جهت انجام سوراخکاری استخوان فک حین عمل کاشت ایمپلنت‌های دندانی بود.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش از نرم افزار تحلیل اجزای محدود DEFORM-3D Ver 6/1 جهت سوراخکاری استخوان کورتیکال فک پایین استفاده گردید. برای این کار سه مته با زوایای مختلف سر مته ۷۰، ۹۰ و ۱۱۸ درجه در این نرم افزار طراحی شدند. مدل‌سازی سه بعدی فک پایین نیز با استفاده از تصاویر سی‌تی‌اسکن و به وسیله نرم‌افزار MIMICS 10/01 انجام شد. جهت قرارگیری مته روی مدل فک یک دندان از بخش انتهایی مدل توسط نرم افزار CATIA V5R19 برداشته شد. در نهایت مدل فک مورد نظر جهت انجام تحلیل فرایند سوراخکاری با فرمت STL وارد نرم‌افزار DEFORM-3D Ver 6/1 گردید.

یافته‌ها: در پایان این شبیه سازی‌ها نمودارهای بیشترین دمای تولید شده در بافت استخوان فک حین سوراخکاری آن و همچنین میانگین دماها به دست آمد. مشاهدات نشان داد که مته با زاویه نوک ۷۰ درجه با میانگین دمایی معادل ۷۵/۴ درجه سانتیگراد کمترین میزان افزایش دما را در بافت استخوان مجاور خود به نسبت زوایای ۹۰ و ۱۱۸ درجه با میانگین‌های دمایی به ترتیب معادل ۸۱/۱ و ۹۳/۴ درجه سانتیگراد پدید آورده بود.

نتیجه‌گیری: از نتایج این تحقیق مشخص شد که سر مته با زاویه ۷۰ درجه برای انجام عمل سوراخکاری استخوان فک از نظر کمترین میزان افزایش دما، جهت کاشت ایمپلنت‌های دندانی، نسبت به زوایای بیشتر سر مته مناسب‌تر است.

کلید واژه‌ها: تحلیل اجزای محدود، ایمپلنت‌های دندانی، فک پایین

*. استادیار، گروه مهندسی پزشکی
بیومکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه
اصفهان، اصفهان، ایران (مؤلف مسؤول)
Nima_jamshidi@yahoo.com

۱. محقق، کارشناسی ارشد، گروه بیومواد،
دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه اصفهان،
اصفهان، ایران

۲. استادیار، گروه مهندسی پزشکی بیومواد،
دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان،
اصفهان، ایران

۳. محقق، کارشناسی ارشد، گروه
بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی،
دانشگاه صنعتی امیر کبیر، تهران، ایران

این مقاله در تاریخ ۹۳/۱۱/۲۰ به دفتر
مجله رسیده، در تاریخ ۹۴/۱/۱۷ اصلاح
شده و در تاریخ ۹۴/۳/۵ تأیید گردیده
است.

مجله دانشکده دندان پزشکی اصفهان
۱۳۹۴؛ ۱۱(۴): ۲۸۴-۲۹۳

مقدمه

برای قرار دادن پیچ‌های داخل استخوانی در جراحی‌های ارتوپدی و نیز کاشتن ایمپلنت‌های دندان‌ی در دندانپزشکی از مته‌های مختلف جهت سوراخ نمودن استخوان استفاده می‌شود. اصطکاک بوجود آمده میان استخوان و مته حین عملیات سوراخکاری در محل مورد نظر، منجر به افزایش دما خواهد شد [۱]. به دلیل هدایت حرارتی پایین استخوان، دمای آن حین عملیات سوراخکاری و در موضع سوراخکاری می‌تواند سریع بالا رود بدون آن که استخوان بتواند گرمای تولید شده در آن موضع را به مقدار قابل قبولی به اطراف خود منتقل کند تا از بالا رفتن بیش از اندازه دما در آن محل جلوگیری شود. همچنین استفاده از خنک کننده‌هایی مانند آب، جهت کاهش دمای تولید شده در موضع سوراخکاری به دلیل رسانایی پایین استخوان کاری مشکل است. از طرفی دیگر احتمال به وجود آمدن عفونت در محل مورد نظر در اثر استفاده از مواد خنک کننده وجود دارد [۲]. عنوان شده است که آستانه دمایی که می‌تواند منجر به آسیب رساندن به سلول‌های استخوانی شود ۴۷ درجه سانتیگراد می‌باشد، به گونه‌ای که چنانچه دمای استخوان به مدت یک دقیقه در این درجه حرارت قرار گیرد، می‌تواند موجب مرگ بافت استخوان در اثر حرارت گردد که نتیجه‌ی آن جایگزین شدن سلول‌های چربی به جای بافت استخوان است [۳]. از طرفی در دماهای بالاتر از ۷۰ درجه سانتیگراد مرگ سلولی به سرعت رخ می‌دهد [۴]. طی عملیات جدایش استخوان در بخش کورتیکال استخوان ران، دیده شده است که دما در استخوان کورتیکال در غیاب خنک کننده به بیش از ۱۰۰ درجه سانتیگراد می‌رسد [۵]. عوامل مختلفی بر تغییرات دما حین عملیات سوراخکاری استخوان اثر می‌گذارند. از جمله این عوامل می‌توان به عمق سوراخکاری، هندسه مته [۶]، ضخامت استخوان کورتیکال [۷]، دانسیته استخوان [۸]، فشار اعمالی بر مته [۵] و سرعت چرخشی مته [۹] اشاره نمود. در تحقیقی که توسط Augustin و همکاران [۱۰] در مورد تاثیر پارامترهای مختلف بر فرایند سوراخکاری بخش کورتیکال استخوان انجام شد، مشاهده گردید که افزایش سرعت چرخش مته منجر به بالا رفتن بیشتر دما حین سوراخکاری استخوان می‌شود. با این حال مشاهده شد که افزایش در نرخ پیشروی

مته، کاهش دمای استخوان در محل سوراخکاری را به همراه دارد. در این تحقیق بهترین زاویه سر مته جهت سوراخکاری استخوان با نرخ پیشروی ۲۴ mm/min و با سرعت چرخشی معادل ۱۴۰ rpm از نظر کمترین افزایش دما، ۷۰ درجه عنوان شد. چندين زاویه سر مته بهینه برای مته‌های سوراخکاری پیشنهاد شده است که از جمله آن ها می توان به ۹۰ درجه [۱۱] و ۱۱۸ درجه [۱۲] اشاره نمود. همچنین در بررسی پارامترهای اثرگذار دیگر بر افزایش دما حین عمل سوراخکاری استخوان بهترین سرعت اندازه گیری شده برای مته با قطر ۳/۲ میلیمتر ۸۰۰ تا ۱۴۰۰ دور بر دقیقه بیان شده است [۱۳]. در تحقیقی دیگر مشاهده گردید که افزایش قطر مته می‌تواند افزایش دمای بیشتری را نسبت به قطرهای کمتر مته به همراه داشته باشد [۱۴]. مته‌های جراحی عموماً از فولاد زنگ نزن ۳۱۶ ال (L۳۱۶) یا آلیاژ تیتانیوم Ti-6Al-4V ساخته شده‌اند [۱۵]. ضرورت انجام این تحقیق بدان جهت بود که می‌توان پیش از انجام آزمایش‌های گوناگون در شرایط بالینی، روند سوراخکاری را در محیط شبیه سازی شده، مشاهده نمود و به کمک نتایج به دست آمده از آن و انتخاب ابزار و روش مناسب، از خسارات انسانی و مالی تا حد امکان جلوگیری کرد. هدف از انجام این پژوهش، بررسی اثر زاویه سر مته که از پارامترهای اثرگذار بر افزایش دمای استخوان فک حین سوراخکاری آن به شمار می‌آید، بود. همچنین در پایان این تحقیق زاویه سر مته مناسب جهت انجام سوراخکاری استخوان از نظر کمترین افزایش دمای استخوان حین سوراخکاری آن معرفی شده است.

مواد و روش‌ها

در این پژوهش از روش تحلیل اجزای محدود جهت شبیه سازی فرایند سوراخکاری استخوان فک پایین استفاده شده است. همچنین از نرم افزار DEFORM-3D Ver 6/1 Scientific Forming Technologies Corporation, Columbus, Ohio برای این تحلیل استفاده گردید. در ابتدا یک مدل سه بعدی از استخوان فک پایین جهت وارد نمودن آن در نرم‌افزار DEFORM-3D Ver6/1 طراحی شد. برای مدل سازی اولیه قسمت تحتانی فک، 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 یک مدل سه بعدی از استخوان فک تهیه شد. شکل ۱ مدل فک به دست آمده از نرم افزار MIMICS 10/01 را در دو نمای فوقانی و سه بعدی نشان می‌دهد. فرمت مدل فک جهت ورود آن به نرم افزار 6/1 DEFORM-3D Ver STL می باشد که فرمت مورد قبول جهت وارد نمودن مدل به این نرم افزار است. جهت سوراخکاری استخوان فک، یک دندان توسط نرم‌افزار CATIA V5R19 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) از قسمت انتهایی فک پایین برداشته و پس از آن خواص مکانیکی و حرارتی برای بخش کورتیکال استخوان جهت تخصیص جنس مناسب به آن تعریف شد. رسانایی حرارتی استخوان کورتیکال معادل $0.32 \text{ W/m}^2\text{C}$ ، ظرفیت حرارتی حجمی آن معادل $2.5 \text{ J.cm}^{-3}.\text{K}^{-1}$ [۱۶] و مدول یانگ استخوان کورتیکال برابر با 14.5 گیگا پاسکال [۱۷] در نظر گرفته شد. شکل ۲-الف و ب به ترتیب مدل ابتدایی فک و مدل مش بندی شده را نمایش می‌دهند. همانگونه که در شکل مشخص است مش ها از نوع مثلثی می باشند. همچنین مش بندی در منطقه ی مورد نظر جهت سوراخکاری تا جایی ریزتر می‌گردد که با تغییر اندازه ی مش جواب به یک مقدار ثابت همگرا شود که این امر باعث بالا رفتن دقت هر چه بیشتر تحلیل نرم‌افزار در آن منطقه خواهد شد. اندازه مش‌ها در منطقه ریزتر برابر با 0.5 میلیمتر است. در نرم‌افزار DEFORM-6/1 Ver3D می‌توان مته‌های مختلف را با هندسه‌های متفاوت به وجود آورد. در این تحقیق سه مته با قطر یکسان 2 میلیمتر و زوایای متفاوت 70° ، 90° و 118° درجه در نرم‌افزار طراحی شدند. جنس این مته‌ها از آلیاژ (Ti6Al4V Grade5) در نظر گرفته شد. سرعت چرخش مته (Round Per Minute) 188 RPM و نرخ

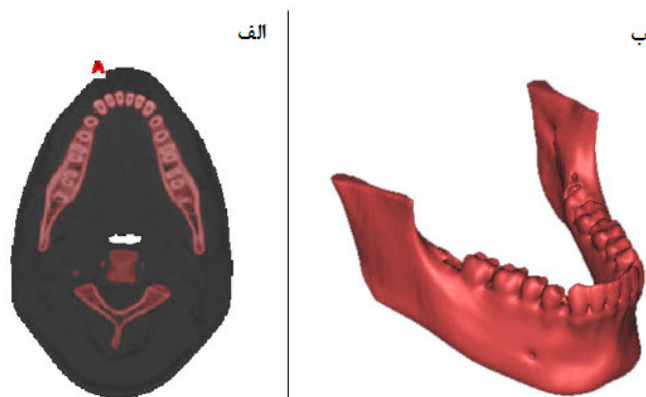
پیشروی معادل 196 mm/min برای هریک از مته‌ها در نظر گرفته شد که از این اعداد در تحقیقات به عنوان مقادیر قابل قبول جهت سوراخکاری استخوان استفاده شده است [۱۰]. در جدول ۱ می‌توان مشخصات مدول یانگ و ضریب پواسون مدل استخوان فک و نیز مته استفاده شده را مشاهده نمود. شکل ۳ مدل مش‌بندی شده هر سه مته با زوایای مختلف را نمایش می‌دهد. چون سر مته در هنگام سوراخکاری بیشترین درگیری را با مدل خواهد داشت، بنابراین لازم است که تحلیل دمایی در سر مته با دقت بیشتری نسبت به سایر مناطق آن انجام گیرد. به همین دلیل مش بندی سر مته نسبت به سایر مناطق آن ریزتر در نظر گرفته شده است. سایز مش مورد نظر در سر مته 0.1 و در مناطق دیگر 0.2 میلیمتر در نظر گرفته شد. در نهایت مته طراحی شده در محل مناسب خود روی مدل فک قرار داده شد و شبیه‌سازی انجام گردید. در شکل ۴، مدل فک به همراه مته مربوطه در محیط نرم‌افزار آورده شده است. به دلیل آن که ضخامت استخوان کورتیکال در قسمت انتهایی فک حدود 2 میلیمتر عنوان شده است [۱۸]، لذا در این شبیه سازی عمق پیشروی مته را 2.5 میلیمتر در نظر گرفته‌ایم تا مته بتواند بطور کامل از ضخامت استخوان کورتیکال عبور کند. در جدول ۲ تعداد المان‌ها و نیز تعداد گره‌های مدل فک و مته‌های مختلف آورده شده است. جهت انجام تحلیل این شبیه سازی از نرم افزار DEFORM-3D Ver6/1 استفاده گردید. همچنین کلیه این شبیه سازی‌ها در سیستمی با مشخصات Intel(R) Core(TM) i7-3770 CPU و 8 GB RAM به مدت زمان تقریبی 16 ساعت انجام پذیرفت.

جدول ۱: ویژگی‌های مکانیکی استخوان کورتیکال مدل فک و مته از جنس Ti6Al4V

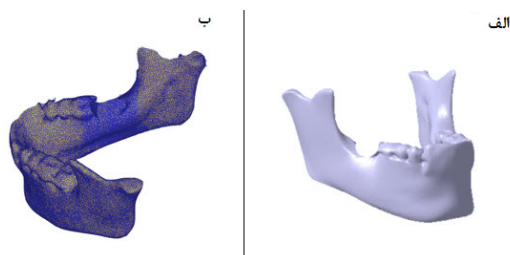
رفرنس	ضریب پواسون	مدول یانگ (گیگاپاسکال)	
[۱۷]	0.3	14.5	استخوان کورتیکال مدل فک
[۱۸]	0.342	113.8	مته از جنس Ti6Al4V

جدول ۲: تعداد المان ها و گره های هر مدل

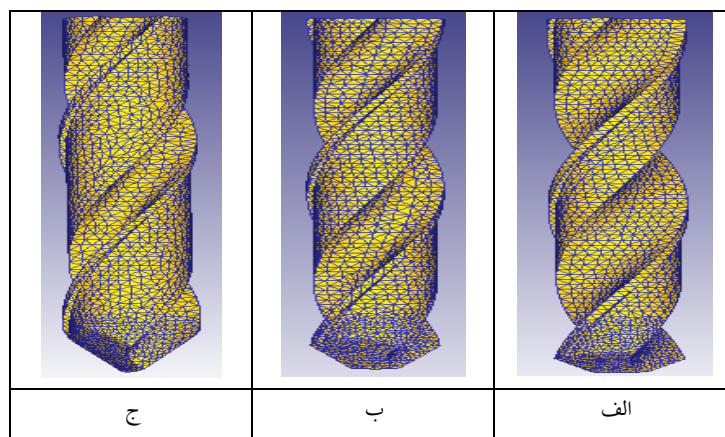
مته با زاویه نوک ۱۱۸°	مته با زاویه نوک ۹۰°	مته با زاویه نوک ۷۰°	مدل فک
۲۳۹۲۵	۲۴۹۷۰	۲۵۸۵۱	تعداد المان ها
۵۷۳۹	۵۹۸۱	۶۳۳۲	تعداد گره ها



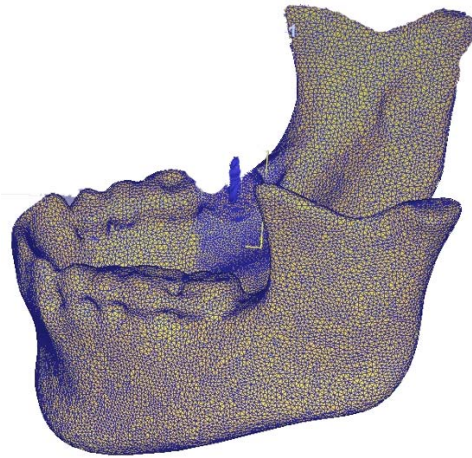
شکل ۱: الف-نمای فوقانی فک. ب-مدل سه بعدی در نرم افزار MIMICS



شکل ۲: الف-جداکردن دندان توسط کتیا و ب-مدل مش بندی شده



شکل ۳: الف-مته با زاویه ۱۱۸ درجه. ب-مته با زاویه ۹۰ درجه. ج-مته با زاویه ۷۰ درجه



شکل ۴. مدل فک به همراه مته قرارداده شده در محل سوراخکاری

یافته‌ها

در پایان این شبیه سازی‌ها تغییرات دما نسبت به زمان برای هر کدام از مته‌ها توسط نرم افزار در کسر زمانی ۰/۰۰۱۵ ثانیه محاسبه گردید. با استفاده از داده‌های ثبت شده توسط نرم‌افزار میانگین بیشترین دمای ایجاد شده در اثر سوراخکاری با هریک از مته‌ها محاسبه گردید. همچنین نمودارهای دما-زمان سه مته، جهت مقایسه میان آن‌ها روی یک نمودار آورده شد. شکل حفره پدید آمده در اثر سوراخکاری به همراه شماتیکی از توزیع دمایی در مجاورت محل سوراخ شده در استخوان برای هریک از مته‌ها در انتهای فرایند سوراخکاری آورده شده است.

شکل ۵ تصویری از شکل حفره و توزیع دما در استخوان مجاور محل سوراخ شده را در اثر سوراخکاری با مته با زاویه نوک ۷۰ درجه نشان می‌دهد. میانگین دمای اندازه گیری شده در طول فرایند سوراخکاری با مته با زاویه نوک ۷۰ درجه، ۷۵/۴ درجه سانتیگراد محاسبه شد.

در شکل ۶ نیز نمایشی از حفره ایجاد شده در اثر سوراخکاری با مته با زاویه نوک ۹۰ درجه به همراه توزیع دمایی در استخوان اطراف محل سوراخ شده آورده شده است. میانگین دمای اندازه گیری شده در طول این فرایند سوراخکاری با مته با زاویه نوک ۹۰ درجه، ۸۱/۱ درجه سانتیگراد محاسبه شد.

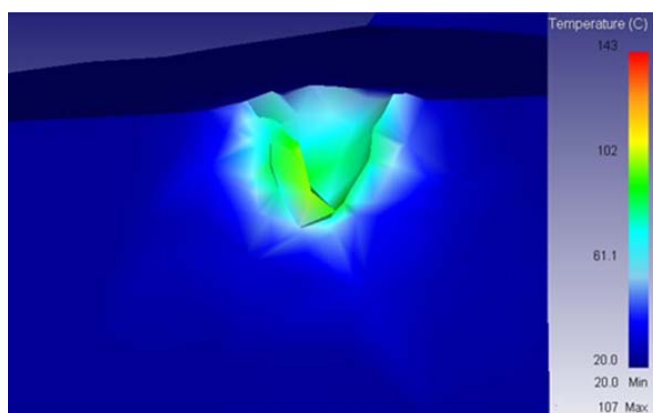
شکل ۷ نمایشی از حفره پدید آمده در اثر سوراخکاری با مته با زاویه نوک ۱۱۸ درجه و نیز نمای شماتیکی از توزیع دمایی در

استخوان مجاور محل سوراخکاری شده می‌باشد. میانگین دمای اندازه‌گیری شده در طول این فرایند سوراخکاری با مته به زاویه نوک ۹۰ درجه به میزان ۹۳/۴ درجه سانتیگراد محاسبه گردید. همانگونه که در شکل‌های ۵ و ۷ مشاهده می‌گردد با فاصله گرفتن از موضع سوراخکاری شده مقدار دما نیز کاهش پیدا می‌کند. همچنین مشاهده می‌گردد که بیشترین دمای ایجاد شده در محل سوراخکاری استخوان پدید آمده و گرمای کمتری به بافت مجاور آن منتقل شده است که این به دلیل ضریب انتقال حرارت پایین استخوان کورتیکال بوده که موجب می‌شود حرارت نتواند به بافت اطراف محل سوراخ شده به خوبی منتقل شود و موجب بالا رفتن حرارت در موضع سوراخکاری شده و آسیب رساندن به بافت استخوانی را به همراه دارد.

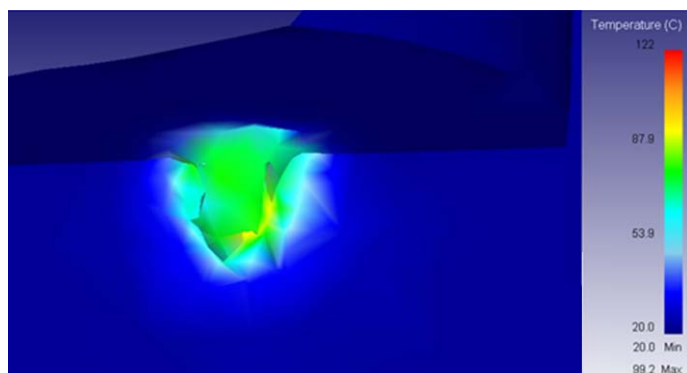
نمودارهای دما-زمان برای هریک از مته‌ها جهت مقایسه تغییرات دما نسبت به زمان در نمودار ۱ آورده شده است. همانگونه که در نمودار ۱ مشاهده می‌شود مته با زاویه نوک ۱۱۸ درجه نسبت به دو مته دیگر نوسانات دمایی بیشتری را تجربه کرده است و در مجموع نیز میانگین دمایی بالاتری را نسبت به دو مته دیگر پدید آورده است. نمودارهای بالا در حقیقت بیشترین مقدار دمای ثبت شده در کل مدت زمان سوراخکاری را نشان می‌دهند که حداقل روی یک المان بوجود آمده است. از این رو نوسانات مشاهده شده روی نمودارها را می‌توان اینگونه توجیه نمود که با برداشته شدن تنش از روی المان مورد نظر، دما در آن موضع کاهش می‌یابد و در زمانی

ثبت شده در هر لحظه با لحظه‌ی قبل از آن می‌تواند مقداری متفاوت باشد ولی بطور کلی روند دما نسبت به زمان یک روند روبه رشد و افزایشی است.

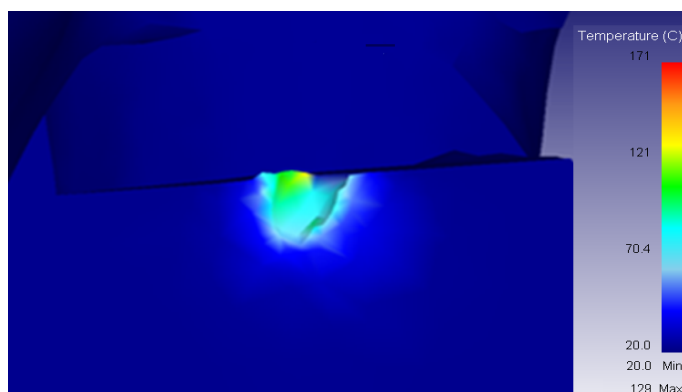
دیگر روی المانی دیگر و با توجه به پیشینه دمایی آن المان شرایط تنشی نیز به گونه‌ای رقم خورده است که نسبت به سایر المان‌ها بیشترین دما را تجربه کند. از این رو بیشترین دمای



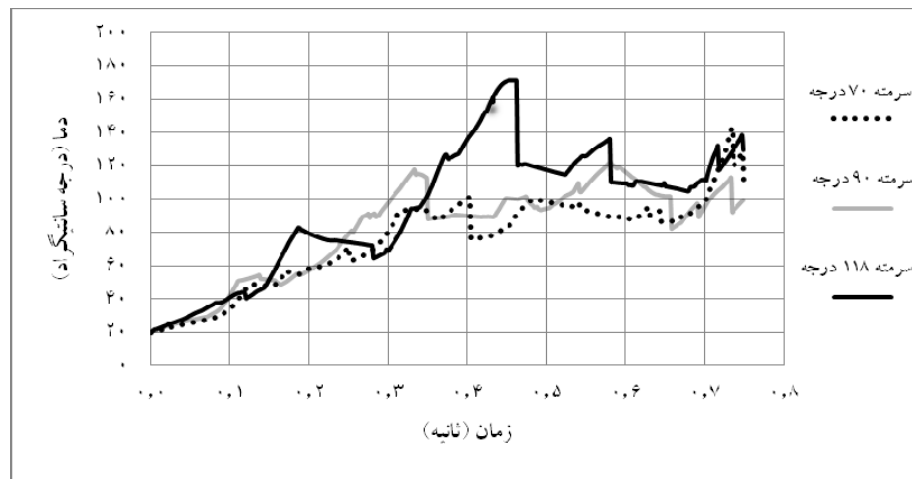
شکل ۵: شکل حفره و توزیع دمایی در استخوان در انتهای سوراخکاری برای سر مته با زاویه ۷۰ درجه



شکل ۶: شکل حفره و توزیع دمایی در استخوان در انتهای سوراخکاری برای سر مته با زاویه ۹۰ درجه



شکل ۷: شکل حفره و توزیع دمایی در استخوان در انتهای سوراخکاری برای سر مته با زاویه ۱۱۸ درجه



نمودار ۱: نمودار دما-زمان برای سه مته با زوایای ۷۰، ۹۰ و ۱۱۸ درجه

بحث

در تحقیقات بسیاری به اثر هندسه مته از جمله زاویه سر مته و همچنین عوامل دیگر نظیر سرعت چرخش مته و نیز نرخ پیشروی مته حین سوراخکاری به عنوان عوامل اثرگذار بر افزایش دمای استخوان اشاره شده است [۱۹-۲۳، ۱۰، ۱۴]. در تحقیق Augustin و همکاران [۱۰] مشاهده گردید که به ازای سرعت چرخشی مته معادل 1140 rpm و با نرخ پیشروی 24 mm/min برای سه مته با زوایای نوک ۸۰، ۱۰۰ و ۱۲۰ درجه، کمترین افزایش دما در مته با زاویه نوک ۸۰ درجه بوجود آمد. بطور کلی مطالعات در فرایند سوراخکاری تحت دو وضعیت اعمال نیرو بر مته مورد بررسی قرار می‌گیرد. در حالت اول مقدار نیروی ثابتی بر مته اعمال شده که در این حالت نرخ پیشروی نسبت به زمان مقداری متغیر خواهد بود. حالت دوم نرخ پیشروی مته را مقداری ثابت در نظر می‌گیرند که در این وضعیت مقدار نیرو در هر زمان متغیر است که در این پژوهش از حالت دوم برای انجام شبیه سازی‌ها استفاده شده است. در تحقیقات Allan و همکاران [۱۹] در توجیه اثر زاویه سر مته بر افزایش دما حین سوراخکاری استخوان عنوان شده است که تیز بودن سر مته اثر زیادی بر افزایش کمتر دمای استخوان حین سوراخکاری آن دارد و علت آن را کاهش نیروی اعمالی به مته جهت انجام عمل

سوراخکاری و در نتیجه آن کاهش اصطکاک میان مته و استخوان و افزایش کمتر دما نسبت به زوایای دیگر با تیزی کمتر عنوان کرده‌اند که در این باره با نتایج پژوهشی که Udiljak و همکاران [۲۰] شباهت دارد. در پژوهش حاضر به دلیل ثابت در نظر گرفتن نرخ پیشروی مته و همچنین تغییرات مداوم دما و وضعیت درگیر شدن نوک مته با سطح جدیدی از استخوان نیروی اعمال شده بر مته در هر لحظه در حال تغییر است. همچنین به دلیل ثابت در نظر گرفتن نرخ پیشروی برای هر سه مته با سه زاویه سر مته مختلف می‌توان نتیجه گرفت که تیزتر بودن سر مته در مته با زاویه نوک ۷۰ درجه نسبت به دیگر زوایای بررسی شده، منجر به کاهش سطح تماس سر مته با استخوان شده و موجب می‌شود نیروهای اعمالی کمتری در هر زمان به تنش برشی مورد نظر جهت جدا نمودن تکه‌های استخوانی از سطح آن برسد. این مساله نشان می‌دهد کاهش زاویه سر مته می‌تواند منجر به افزایش خاصیت برندگی آن شود. همچنین کاهش سطح تماس و نیروی اعمالی توانسته منجر به کاهش اصطکاک بین سطوح سر مته و استخوان شده و در نتیجه آن دمای ایجاد شده نسبت به سطح تماس‌های بالاتر مته و استخوان کاهش یابد. استواینتگریشن پدیده‌ای است که ایجاد یک چسبندگی مکانیکی میان بافت استخوان و ایمپلنت کاشته شده را موجب می‌شود [۲۴]. افزایش بیش از اندازه دمای

نمودن اندازه مش‌ها زمان محاسبات توسط نرم‌افزار را به میزان قابل ملاحظه‌ای افزایش می‌دهد هرچند که نتایج دقیق‌تری حاصل می‌شود. تعیین یک مش‌بندی مناسب، متناسب با مدل با در نظر گرفتن کاهش زمان محاسبات و همچنین پدید آوردن دقت مناسب برای شبیه‌سازی مراحل است که با سعی و خطا و انجام شبیه‌سازی‌های بسیار جهت رسیدن به شرایط مطلوب احتیاج است. در تحقیقات آینده می‌توان به بررسی زاویه‌های دیگر برای سر مته و یا بررسی پارامترهای هندسی دیگر مته، مانند اثر قطر مته و یا شرایط سوراخکاری که توسط جراح تعیین می‌شود مانند اثر سرعت چرخشی مته و یا نرخ پیشروی مته بر افزایش دمای استخوان حین سوراخکاری آن پرداخت.

نتیجه‌گیری

در این تحقیق به بررسی اثر سه زاویه سر مته پرداخته شد که در انتها مشخص گردید که سر مته با زاویه ۷۰ درجه برای انجام عمل سوراخکاری استخوان فک از نظر کمترین میزان افزایش دما به نسبت زوایای ۹۰ و ۱۱۸ درجه مناسب‌تر است.

استخوان حین سوراخکاری آن می‌تواند منجر به مرگ سلول‌های استخوانی و جایگزین شدن بافت چربی به جای آن شود [۳]. این امر منجر به عدم ایجاد استوایتگریشن مناسب میان بافت استخوان و ایمپلنت کاشته شده می‌گردد که از عوارض آن لق شدن ایمپلنت دندان درون استخوان فک می‌باشد و نهایتاً عمل کاشت ایمپلنت را با شکست مواجه می‌کند.

از محدودیت‌های انجام این تحقیق می‌توان به دستیابی دقیق اطلاعات مطابق با شرایط واقعی سوراخکاری اشاره نمود. برای مثال در این پژوهش یک اطلاعات مکانیکی ثابت برای جنس استخوان کورتیکال فک در نظر گرفته شد. این در حالیست که این اطلاعات بسته به سن و ویژگی‌های بدنی فرد مورد نظر جهت کاشت ایمپلنت می‌تواند مقداری متفاوت باشد. وجود چنین تنوعی در وضعیت افراد مختلف می‌تواند از جمله مواردی باشد که نتایج حاصل از شبیه‌سازی را تا حدودی از نتایج بدست آمده از آزمون‌های واقعی متمایز می‌کند. از دیگر محدودیت‌های استفاده از روش شبیه‌سازی، مش‌بندی مدل‌های مورد آزمایش است. چرا که هرچه هندسه مدل پیچیده‌تر باشد مش‌بندی آن مشکل‌تر و مستلزم تغییر سایز مش‌ها در مناطق مختلف مدل جهت حفظ هندسه کلی آن است. از طرفی ریزتر

References

1. Denis K, Ham GV, Sloten JV, Van Audekercke R, Van der Perrea G, De Schutterb J, et al. Influence of bone milling parameters on the temperature rise, milling forces and surface flatness in view of robot assisted total knee arthroplasty. *Int Congr* 2001;1230:300–6.
2. Huskies R. Some fundamental aspects of human joint replacement. *Acta Orthop Scand* 1979;185:62–3.
3. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone: A vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg*. 1982;11(2):115-21.
4. Berman AT, Reid JS, Yanicko DR Jr, Sih GC, Zimmerman MR. Thermally induced bone necrosis in rabbits: relation to implant failure in humans. *Clin Orthop Relat Res* 1984;186: 284-92.
5. Matthews LS, Hirsch C. Temperature measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg* 1972; 54(2):297-308.
6. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, 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* 2007; 19(3):335-49.
7. Eriksson RA, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone: temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand* 1984;55(6):629-31.
8. Albrektsson T, Albrektsson B. Microcirculation in grafted bone. A chamber technique for vital microscopy of rabbit bone transplant. *Acta Orthop Scand* 1978;49:1-7.
9. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part I: relationship between drill speed and heat production. *Int J Prosthodont* 1997;10(5):411-4.

10. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg* 2008;128(1):71-7.
11. Jacob CH, Berry JT. A study of the bone machining process--drilling. *J Biomech* 1976;9(5):343-9.
12. Saha S, Pal S, Albright JA. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. *J Biomech Eng* 1982;104(3):245-52.
13. Hillery MT, Shuaib I. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *J Mater Process Tech* 1999;92:302-8.
14. 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.
15. Jochum RM, Reichart PA. Influence of multiple use of Timedur-titanium cannon drills. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11(2):139-43.
16. IT'IS Foundation. [On Line]. 2015.
Available from: URL: <http://www.itis.ethz.ch/search/results?q=database&x=9&y=20&cof=FORID%3A11>
17. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Edentulation Alters Material Properties of Cortical Bone in the Human Mandible. *J Dent Res* 2002;81(9):613-7.
18. ASM Aerospace Specification Metals, Inc. Titanium Ti-6Al-4V (Grade 5), Annealed. [On Line]. 2015. Available from: URL: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTP641>
19. Allan W, Williams ED, 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.
20. Udiljak T, Ciglar D, Skoric S. Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis. *Adv in Prod Eng Manag* 2007;2(3):103-12.
21. 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.
22. Basagam M, Paszenda Z, Szewczenko J, Kaczmarek M. Numerical and experimental analyses of drills used in osteosynthesis. *Acta Bioeng Biomech* 2011;13(4):29-36.
23. 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.
24. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. *J Plast Reconstr Aesthetic Surg* 1962;3(2):81-100.

Effect of drill bit angle on temperature rise during mandible drilling with finite element method

Adel Pirjamali Neisiani, Nima Jamshidi*, Mohsen Saraf Bid abad, Navid Soltani

Abstract

Introduction: Excessive temperature rise during drilling of the mandible for dental implant placement might damage adjacent osseous tissues. Various factors affect temperature rise, including the geometrical parameters of surgical drills, one of which is the drill bit head angle. The aim of this research was to determine suitable drill bit head angle to induce minimum temperature rise during mandible drilling operation for dental implant placement.

Materials and methods: In this research, the finite element analysis software DEFORM-3D Ver 6.1 was used for mandibular cortical bone drilling. To this end, three drill bits with different head angles of 70, 90 and 118 degrees were designed in this software. Three-dimensional modeling of the mandible was performed using CT scan images and MIMICS 10.01 software. To place the drill bit on the mandibular model, CATIA V5R19 software was used to remove a tooth from the distal end of the mandibular model. Finally, to perform the drilling operation, the model of the mandible was imported to DEFORM-3D Ver 6.1 software in STL format.

Results: At the end of these simulations, the diagrams of maximum heat generated in mandibular bone during drilling operation and mean temperatures were obtained. The results showed that the drill bit with 70° head angle resulted in the minimum mean temperature of 75.4°C compared to 90 and 118 degrees with mean temperatures of 81.1°C and 93.4°C, respectively.

Conclusion: The results indicated that drill bit with 70° head angle is more appropriate for mandibular bone drilling operation than other larger bit angles.

Key words: Dental implants, Finite element analysis, Mandible.

Received: 9 Feb, 2015 **Accepted:** 26 May, 2015

Address: Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran.

Email: Nima_jamshidi@yahoo.com

Citation: Pirjamali Neisiani A, Jamshidi N, Saraf Bid abad M, Soltani N. **Effect of drill bit angle on temperature rise during mandible drilling with finite element method.** . J Isfahan Dent Sch 2015; 11(4):284-293.