

Effect of Helix Angle and Thread Pitch on Primary Stability of Orthodontic Miniscrew Using Finite Element Analysis

Hamed Rahimi¹, Salva Khosroshahian^{2*}, Hamidreza Mehralian³

¹Assistant Professor, Department of Periodontics, School of Dentistry, Qom University of Medical Sciences, Qom, Iran

²Assistant Professor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Qom University of Medical Sciences, Qom, Iran

³Dentist, Ghazvin, Iran

Received: 21 May 2025, Accepted: 13 September 2025

Background: This study aimed to evaluate the effect of helix angle and thread pitch on orthodontic miniscrew stability using finite element analysis.

Methods and Materials: Five virtual miniscrew models were designed in SolidWorks software based on the commonly used JEIL miniscrew (Grade IV titanium). All models had a length of 8 mm, a diameter of 1.6 mm, and a thread depth of 0.25 mm, differing in helix angle or thread pitch. Model 1 had a 0.75 mm pitch, Model 2 was a double-thread screw, Model 3 a triple-thread screw, Model 4 had a 0.5 mm pitch, and Model 5 a 1 mm pitch. The models, along with surrounding bone, were subjected to 2 N of shear and tensile forces in Abaqus software. Stress distribution in bone was measured and compared between the different models.

Results: Under shear loading, the lowest bone stress (11.29 MPa) occurred in the double-thread model, while the highest stress (16.64 MPa) was observed in the triple-thread model. Regarding thread pitch, minimum and maximum stresses were recorded at 0.75 mm (12.94 MPa) and 0.5 mm (16.45 MPa), respectively. In tensile loading, bone stress increased with greater helix angle and larger thread pitch.

Conclusion: The double-thread miniscrew demonstrated optimal biomechanical stability under shear forces, whereas the 0.5 mm pitch model showed superior performance under tensile loading.

Keywords: Finite element analysis, Orthodontics, Miniscrew

***Corresponding Authors:** salvakhosroshahian@gmail.com

➤ **Please cite this paper as:** Rahimi H, Khosroshahian S, Mehralian H. Effect of helix angle and thread pitch on primary stability of orthodontic miniscrew using finite element analysis. *J Mashhad Dent Sch* 2025; 49(3):304-17.

➤ **DOI:** [10.22038/jmds.2025.26646](https://doi.org/10.22038/jmds.2025.26646)



تأثیر زاویه چرخش و گام رزوه بر ثبات اولیه مینی اسکروهای ارتودنتیک به روش آنالیز المان محدود

حامد رحیمی^۱، سلوا خسروشاهیان^{۲*}، حمیدرضا مهرعلیان^۳

^۱استادیار، گروه پرئودانتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی قم، قم، ایران
^۲استادیار، گروه ارتودانتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی قم، قم، ایران
^۳دندانپزشک، قزوین، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۱۴۰۳/۰۲/۳۱ - تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۰۶/۲۲

چکیده

مقدمه: هدف از این پژوهش، تعیین اثر بیومکانیکی زاویه چرخش رزوه و گام رزوه مینی اسکروهای ارتودنتیک بر ثبات اولیه آن به روش آنالیز المان محدود بود.

مواد و روش ها: این تحقیق به روش آنالیز المان محدود و با استفاده از مدل های مجازی شبیه سازی شده از مینی اسکرو و استخوان احاطه کننده آن انجام شد. ۵ مدل مجازی مینی اسکرو، براساس مینی اسکرو پرکاربرد JEIL از جنس تیتانیوم IV، با وجه تمایز زاویه چرخش رزوه و گام توسط نرم افزار Solidwork طراحی شدند. مدل ها دارای طول ۸ و قطر ۱/۶ و عمق رزوه ۰/۲۵ میلی متر بودند. مدل ۱، دارای گام رزوه ۰/۷۵ میلی متر و مدل ۲ با افزایش زاویه هلیکس به صورت double thread و مدل ۳، triple thread طراحی شد. مدل ۴ دارای گام ۰/۵ و مدل ۵ دارای گام ۱ میلی متر بود. رفتار مدل ها در نرم افزار آباکوس تحت اعمال نیروی برشی و کششی ۲ نیوتون بررسی شد.

یافته ها: در بارگذاری برشی بر اساس تعداد هلیکس، کمترین استرس، در مدل double thread به میزان ۱۱/۲۹ مگاپاسکال و حداکثر استرس، در مدل triple thread، ۱۶/۶۴ مگاپاسکال مشاهده شد. براساس میزان گام، کمترین استرس در استخوان، در مدل دارای گام ۰/۷۵ میلی متر به میزان ۱۲/۹۴ مگاپاسکال و حداکثر استرس، در مدل دارای گام ۰/۵ میلی متر به میزان ۱۶/۴۵ مگاپاسکال ایجاد شد. در بارگذاری کششی، با افزایش تعداد هلیکس و گام، استرس استخوان افزایش یافت.

نتیجه گیری: بهترین طراحی و ثبات بیومکانیکی مینی اسکروهای ارتودنتیک در برابر نیروهای برشی در مدل double thread و در برابر نیروی کششی در مدل دارای گام ۰/۵ میلی متر است.

کلمات کلیدی: آنالیز المان محدود، ارتودنسی، مینی اسکرو

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۴۰۴ / دوره ۴۹ / شماره ۳: ۱۷-۳۰۴.

* مؤلف مسئول، نشانی: دپارتمان ارتودانتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی قم، ایران

E-mail: salvakhosroshahian@gmail.com

مقدمه

مدیریت انکورپیج در طول درمان ارتودنسی، یکی از چالش‌های دشوار و غیرقابل پیش‌بینی درمان می‌باشد.^(۱) تکنیک‌های کنترل انکورپیج، به معنی به حداقل رساندن حرکات مطلوب دندان‌ها و به حداقل رساندن حرکات نامطلوب دندان‌ها است و برای تمام بیماران در مرحله‌ی طرح‌ریزی درمان ارتودنسی برنامه‌ریزی خواهد شد. امروزه به منظور دست‌یابی به انکورپیج مطلق، مینی‌اسکروهای ارتودنتیک به صورت گسترده و فزاینده‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرند.^(۲) ایده‌ی استفاده از پیچ‌های متصل به استخوان، به عنوان انکورپیج مطلق، در درمان‌های ارتودنسی به سال ۱۹۴۵ باز می‌گردد؛ که Higley و Gainsforth از اسکروهایی با جنس ویتالیوم در راموس سگ‌ها برای رترکشن کاین استفاده کردند.^(۳) در سال ۱۹۹۵، Konami مینی‌ایمپلنت‌هایی از جنس تیتانیوم و به صورت مدرن، مخصوص استفاده‌ی ارتودنتیک ساخت.^(۴) علی‌رغم وجود مزایای قطعی و فراوان این انکورپیج‌های موقت، میزان شکست بالای مینی‌اسکروها، کاربرد کلینیکی آن‌ها را به خطر انداخته است و مهمترین مشکل کاربرد مینی‌اسکرو محسوب می‌شود. تاکنون مقادیر متفاوتی برای میزان شکست مینی‌اسکروها گزارش شده است. به صورت میانگین، شکست مینی‌اسکرو ۱۰ تا ۳۰٪ گزارش شده است.^(۵) از آن جایی که مینی‌اسکروها تحت بارگذاری فوری قرار می‌گیرند؛ ثبات اولیه آن‌ها بسیار اهمیت دارد. ثبات اولیه حاصل گیر مکانیکی بین استخوان و سطح مینی‌اسکرو است و فاکتور اصلی پیش‌بینی‌کننده‌ی موفقیت مینی‌اسکرو می‌باشد.^(۶) چنانچه روش‌هایی به منظور تقویت ثبات اولیه‌ی مینی‌اسکروها شناسایی نشوند؛ عوارض حاصل از آن منجر به حرکت ناخواسته و نامطلوب دندان‌ها، افزایش

مدت زمان درمان، عدم دست‌یابی به نتایج مطلوب بیمار و ارتودنتیست و درنهایت کاهش کیفیت درمان‌های ارتودنسی خواهد شد.

مکانیسم اصلی شکست مینی‌اسکرو، توزیع استرس و استرین در مینی‌اسکرو و استخوان اطراف آن پس از بارگذاری فوری است. مطالعات کلاسیک در این زمینه به خوبی قادر به پیش‌بینی موفقیت مینی‌اسکرو و توضیح دلایل آن نیست. زیرا تمامی آن‌ها فقط اثر پدیده را نشان می‌دهند و قادر به بررسی مکانیسم آن پدیده نیستند. هم چنین متغیرهای ناشناخته و عوامل مداخله‌گر زیادی در نتیجه‌ی آن‌ها دخیل هستند. مطالعه در رابطه با ثبات اولیه‌ی مینی‌اسکروها، دارای پیچیدگی‌های مکانیکی و هندسی بسیاری است. آنالیز المان محدود تکنیک شبیه‌سازی عددی و کامپیوتری است که منجر به محاسبه‌ی استرس و استرین ایجادشده در اجسام دارای ساختار هندسی پیچیده می‌شود.^(۷) امروزه این روش اعتبار و کاربرد زیادی در تخصص ارتودنسی دارد و به دلیل مزایای فراوان از جمله دقت، محافظه‌کارانه بودن، توانایی بازسازی ناهمگنی ساختارها، توانایی تکرار مداخله و ارزیابی احتمالات نامحدود و نیز امکان انجام مطالعه‌ی کاملاً کنترل‌شده، برتری زیادی نسبت به سایر روش‌های تحقیق دارد. این روش برای حل مسایل بیومکانیکی با دقت زیاد و اعتبار کلینیکی فراوان، بسیار مورد توجه واقع شده است.^(۸) طراحی‌های مختلف مینی‌اسکرو، می‌تواند میزان استرس ایجادشده در مینی‌اسکرو و استخوان اطراف را تغییر دهد. با این وجود طراحی و ویژگی‌هایی که می‌توانند باعث بهبود ثبات اولیه‌ی مینی‌اسکرو شوند، به طور کامل شناخته نشده‌اند و نیاز به مطالعات معتبر در این زمینه کاملاً مشهود است.^(۹) بنابراین هدف از این پژوهش تعیین اثر بیومکانیکی زاویه

ارزیابی ضخامت استخوان کورتیکال در ناحیه‌ی پرمولری ماگزایلا، ۲ میلی‌متر در نظر گرفته شد.^(۱)

۵ مدل مجازی مینی‌اسکرو، براساس مینی‌اسکرو JEIL (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) پرکاربرد از جنس تیتانیوم grade IV که از لحاظ زاویه چرخش رزوه و اندازه گام با یکدیگر متفاوت هستند، توسط Solidwork 2017 طراحی شدند. مدل استاندارد مینی‌اسکرو دارای طول ۸ و قطر ۱/۶ و عمق رزوه ۰/۲۵ و گام رزوه ۰/۷۵ میلی‌متر بود. سایر ویژگی‌های آن شامل Tapering معادل ۱ درجه و شکل رزوه V-shape مطابق با طراحی مینی‌اسکرو Jeil بود. پس از طراحی مدل استاندارد سایر مدل‌های مینی‌اسکرو با تغییر زاویه‌ی چرخش و تعداد رزوه‌ها (زاویه هلیکس) و یا گام رزوه (فاصله‌ی بین دو رزوه مجاور) همراه با حفظ سایر ویژگی‌های مدل استاندارد ایجاد شد.

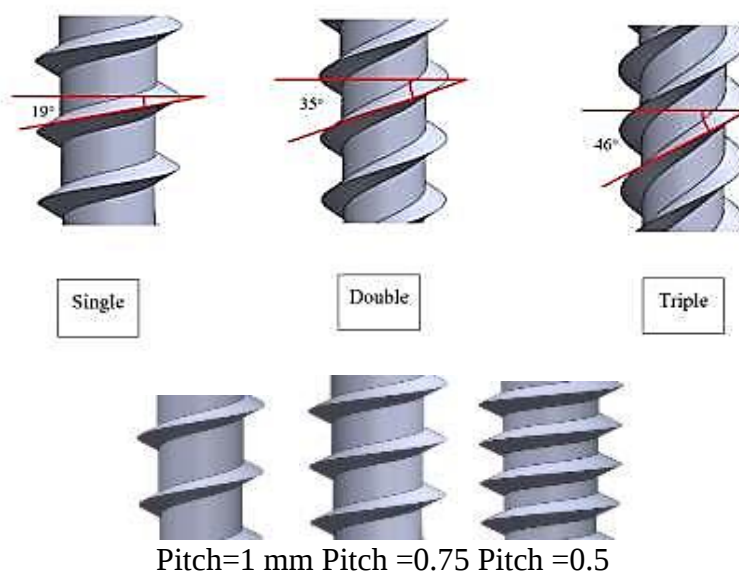
در مدل ۲ یا مینی‌اسکروهای double thread، زاویه چرخش رزوه‌ها افزایش داده شد، به گونه‌ای که ۲ رزوه از ۲ محل متفاوت و موازی با یکدیگر ایجاد شد. در این مدل گام

چرخش رزوه و گام رزوه مینی‌اسکروهای ارتودنتیک بر ثبات اولیه‌ی آنها به روش آنالیز المان محدود بود.

مواد و روش‌ها

این تحقیق پس از تایید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی قم (کد اخلاق IR.MUQ.REC.1399.222)، به روش آنالیز المان محدود و با استفاده از مدل‌های مجازی شبیه‌سازی شده از مینی‌اسکرو و استخوان احاطه‌کننده آن انجام شد. با توجه به دقت این روش و نیز مدلسازی از انسان، آن را معادل مطالعه تجربی in vivo در نظر گرفته‌اند.^(۸) درواقع مدل‌های مجازی، جامعه‌ای متشکل از نمونه‌های کاملاً مشابه با شرایط کاملاً یکسان برای مداخله ایجاد می‌کند؛ که قابلیت انجام مداخلات متفاوت و تکرار مداخله و مقایسه بسیار دقیق را در اختیار پژوهشگر قرار می‌دهد.

مدل مجازی سه‌بعدی استخوان آلوئولار به صورت استوانه‌ای با ویژگی‌های استخوان کورتیکال و اسفنجی نرمال انسان و به ابعاد قطر ۳/۲ میلی‌متر و ارتفاع ۱۰ میلی‌متر بود. ضخامت استخوان کورتیکال براساس رفرنس‌های



شکل ۱. پارامترهای طراحی رزوه در محیط نرم‌افزار SolidWorks

رزوه به عنوان فاکتوری وابسته به زاویه چرخش و تعداد رزوه‌ها تغییر کرد.

در مدل ۳ یا triple thread نیز سایر ویژگی‌های مدل استاندارد ثابت باقی مانده ولی با افزایش زاویه چرخش رزوه‌ها، سه رزوه از محل‌های متفاوتی شروع شده و به صورت موازی امتداد یافتند.

در مدل ۴ مینی‌اسکرو، با تثبیت همه ویژگی‌های مدل استاندارد، گام رزوه‌های مینی‌اسکرو به ۰/۵ میلی‌متر (کاهش ۰/۲۵ میلی‌متر نسبت به مدل استاندارد) کاهش یافت.

در مدل ۵ نیز گام رزوه‌ها ۱ میلی‌متر (۰/۲۵ میلی‌متر افزایش نسبت به مدل استاندارد) در نظر گرفته شد و سایر ویژگی‌ها مطابق مینی‌اسکرو استاندارد بود.

بخش سر مینی‌اسکرو با توجه به شکل واقعی آن طراحی شد. با توجه به عدم تأثیر نوک مینی‌اسکرو بر ثبات اولیه و به منظور ایجاد مزیت‌هایی همچون کاهش زمان آنالیز از طراحی نوک مینی‌اسکرو صرف نظر شد.

سپس فایل مدل‌های سه‌بعدی و مجازی با فرمت step شامل استخوان آلوتولار و مینی‌اسکروها در نرم‌افزار تخصصی المان محدود Abaqus (version 2017, Simulia, Dessault system) برای تحلیل، مورد استفاده قرار گرفت. خواص بافت‌ها و مواد تشکیل‌دهنده‌ی مدل‌ها تعیین شد. هر مدل آنالیز المان محدود از سه ماده (استخوان کورتیکال، اسفنجی و تیتانیوم) با خواص گوناگون تشکیل شده بود. تمام اجزای مدل به عنوان مواد الاستیک خطی، ایزوتروپیک

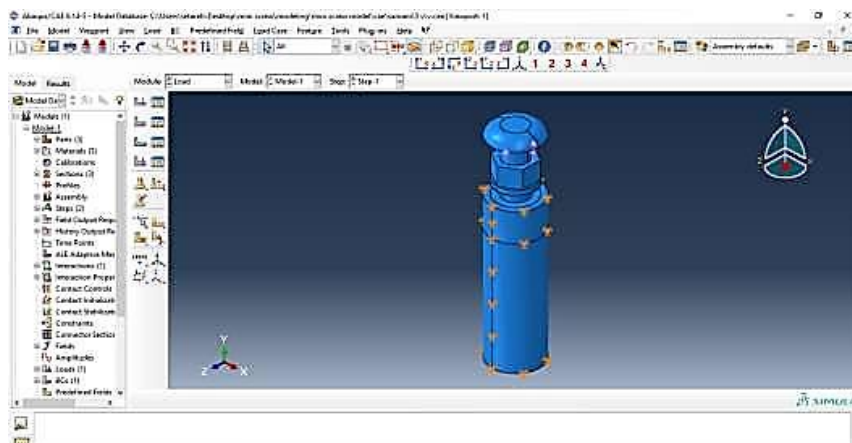
و هموژن در نظر گرفته شدند. خصوصیات مکانیکی مواد از متون معتبر استخراج شدند و در جدول ۱ گزارش شده است.^(۳) سپس، مینی‌اسکروها با استفاده از تکنیک ترکیب اجزا در نرم‌افزار Abaqus، در داخل استخوان مونتاژ و مدل‌های هندسی کامل حاصل شد.

در مرحله بعد، شرایط مرزی مدل با هدف تعیین نوع تعامل و ارتباط اجزای مدل بایکدیگر مشخص شد. سطح تماس مینی‌اسکرو با استخوان آلوتولار، بر اساس مطالعه دکتر Yu^(۱۱)، دارای اصطکاک با ضریب ۰/۵ و به صورت نیروی برشی میان دو سطح تعریف شد. همچنین جابه‌جایی مدل در سه جهت اصلی فضا محدود شد و چرخش حول سه محور فضایی در نظر گرفته شد. پس از تعیین شرایط مرزی مدل، پروسه meshing صورت گرفت. سائز و شکل المان‌ها با در نظر گرفتن احتمال خطای ۱٪ تعیین شد. از المان‌های سه بعدی تتراهدرال با کد C3D4 و به صورت میانگین ۰/۱ میلی‌متر استفاده شد. مش‌زنی به گونه‌ای انجام شد که در نزدیکی سطح تماس مینی‌اسکرو، استخوان به سبب حساسیت محاسبات، کوچک تر و در بخش‌های مرکزی به دلیل کاهش زمان محاسبات، بزرگ‌تر باشد (شکل ۲).

هریک از مدل‌ها، جداگانه در دو مرحله تحت دو نوع بارگذاری مختلف، برشی (برای شبیه‌سازی اعمال نیروی ارتودنتیک در داخل دهان) و کششی (به جهت بررسی مقاومت به خروج مینی‌اسکرو)، قرار گرفتند. نیروی برشی به صورت لترال و عمود بر محور طولی مینی‌اسکرو و نیروی

جدول ۱. مدول یانگ و نسبت پوآسون تیتانیوم، استخوان کورتیکال و اسفنجی

ماده	مدول یانگ (مگاپاسکال)	نسبت پوآسون
Ti-6V-4Al	۱۱۳۸۰۰	۰/۳
استخوان کورتیکال	۱۳۷۰۰	۰/۳
استخوان اسفنجی	۱۳۷۰	۰/۳



شکل ۲. مدل نهایی مینی اسکرو پس از مش زنی و تعیین شرایط مرزی در محیط نرم افزار آباکوس

لترالی ۵۵ دقیقه بود. توزیع استرس و استرین و میزان جابه جایی هریک از اجزای مدل سه بعدی به دست آمد.

یافته های نیروی کششی

با اعمال نیروی کششی بر اساس تعداد رزوه ها از سینگل تا تریپل استرس و ون میسر افزایش می یابد و بر اساس میزان گام رزوه، کمترین استرس در مدل مینی اسکرو با گام ۰/۵ میلی متر مشاهده شد و با افزایش گام استرس استخوان افزایش می یافت و رابطه ی مستقیمی بین میزان گام و استرس در استخوان وجود داشت. جدول ۲ و شکل ۳ جزییات آنالیز المان محدود به تفکیک مدل ها را نمایش می دهد.

یافته های نیروی برشی

آنالیز المان محدود مدل های دارای زاویه چرخش های متفاوت رزوه در بارگذاری برشی ۲ نیوتون مشخص کرد که؛ کمترین استرس و ون میسر در استخوان در مدل double thread به میزان ۱۱/۲۹ مگاپاسکال ایجاد شد و حداکثر استرس در مدل triple thread به میزان ۱۶/۶۴ مگاپاسکال مشاهده شد. بر اساس میزان گام، کمترین استرس و ون میسر در استخوان در مدل استاندارد یا مدل دارای گام ۰/۷۵ میلی متر به میزان ۱۲/۹۴ مگاپاسکال ایجاد شد و حداکثر استرس در مدل دارای گام ۰/۵ میلی متر به میزان ۱۶/۴۵

کششی در جهت موازی با محور طولی مینی اسکرو و به سمت خارج از استخوان، به میزان ۲ نیوتون، توسط نرم افزار به مدل ها اعمال شد. نقطه اعمال نیروها، قسمت سر مینی اسکرو بود. تمام ویژگی های مرزی مدل ها و مش بندی به صورت یکسان و مشابه برای تمام مدل ها حفظ شد. در نهایت پردازش رفتار مکانیکی مدل ها آغاز شد. مهمترین خروجی آنالیز، به صورت استرس و ون میسر در استخوان و مینی اسکرو در هر مدل اندازه گیری شد و به صورت دیاگرام و گراف ها نمایش داده شد. در آنالیز المان محدود، به دلیل فقدان پراکندگی آماری، نیازی به آنالیز آماری وجود ندارد.

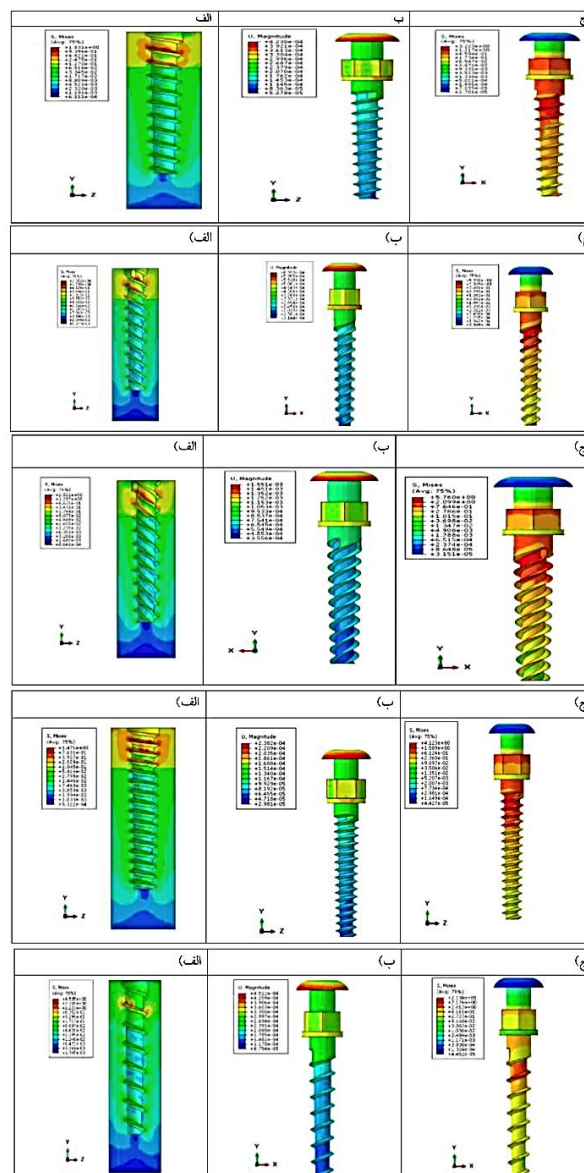
یافته ها

پنج مدل مجازی مینی اسکرو، با وجه تمایز گام و تعداد رزوه ها، در استخوان آلئولار توسط نرم افزار Abaqus به روش المان محدود آنالیز شدند. ۱۰ آنالیز صورت گرفت؛ به گونه ای که هر مینی اسکرو، یک بار تحت اعمال نیروی کششی و یک بار تحت اعمال نیروی برشی به میزان ۲ نیوتون قرار گرفت. مدت زمان محاسبات برای هریک از مدل ها تحت نیروی کششی برابر ۳۵ دقیقه و تحت نیروی

مگاپاسکال مشاهده شد. جدول ۳ و شکل ۴، جزییات آنالیز المان محدود به تفکیک مدل‌ها را نمایش می‌دهد.

جدول ۲. نتایج آنالیز المان محدود در بارگذاری کششی به تفکیک طراحی مینی اسکرو

مینی اسکرو	بیشینه جابه‌جایی در محور X	بیشینه جابه‌جایی در محور Y	بیشینه جابه‌جایی در محور Z	بیشینه تنش مینی اسکرو	بیشینه تنش وون میسرز	بیشینه تنش در مینی اسکرو	مکان بیشینه تنش در استخوان
استاندارد	۰/۳۸	۰/۱۱	۰/۳۸	۳/۲۲	۱/۸۳	رزوه اول و دوم	استخوان کورتیکال
Double thread	۰/۶۱	۰/۱۷	۰/۶۱	۵/۳۹	۲/۳۵	رزوه اول	استخوان کورتیکال
triple thread	۱/۴۷	۴/۱۵	۱/۴۷	۵/۷۶	۲/۵۲	رزوه اول	استخوان کورتیکال
گام ۰/۵ میلی متر	۰/۲۱	۰/۰۸	۰/۲۲	۴/۱۲	۱/۴۷	رزوه اول	استخوان کورتیکال
گام ۱ میلی متر	۰/۳۹	۰/۱۶	۰/۴۵	۲۱/۳۴	۴/۵۳	رزوه اول	استخوان کورتیکال



مدل ۱

مدل ۲

مدل ۳

مدل ۴

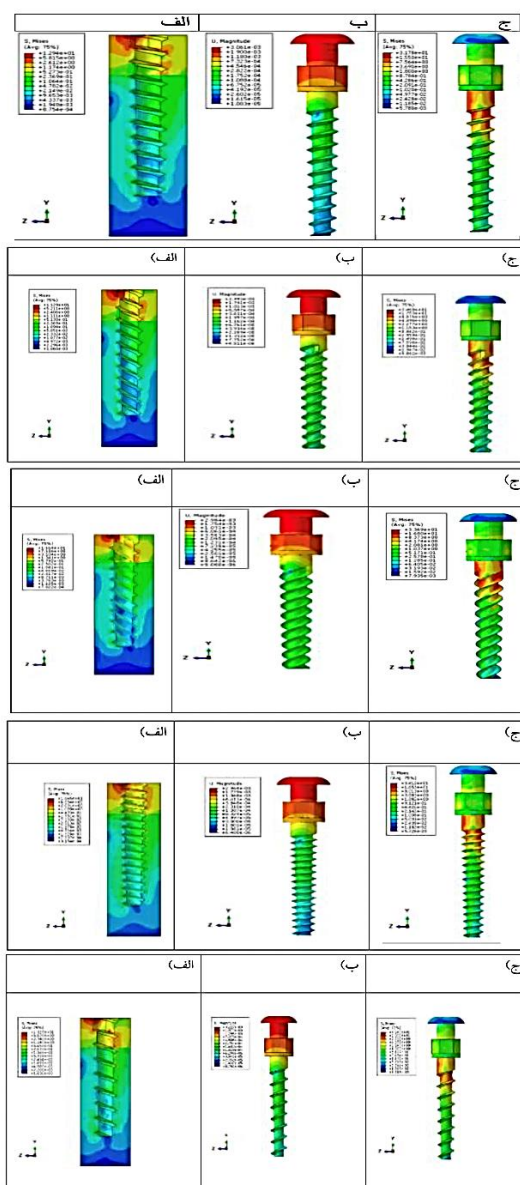
مدل ۵

شکل ۳. الف) توزیع استرس در استخوان (مگاپاسکال) ب) میزان جابه‌جایی (میکرومتر) ج) توزیع استرس

در مینی اسکرو (مگاپاسکال) تحت اعمال نیروی کششی در نمای اغزیال

جدول ۳. نتایج آنالیز المان محدود در بارگذاری برشی به تفکیک طراحی مینی اسکرو

مینی اسکرو	بیشینه جابه جایی در محور X	بیشینه جابه جایی در محور Y	بیشینه جابه جایی در محور Z	بیشینه تنش وون میسز مینی اسکرو	بیشینه تنش وون میسز استخوان	مکان بیشینه تنش در استخوان	مکان بیشینه تنش در مینی اسکرو
استاندارد	۰/۰۵	۰/۹۴	۳/۰۱	۳۱/۷۸	۱۲/۹۴	رزوه اول	استخوان کورتیکال
Double thread	۰/۰۹	۰/۹۸	۲/۹۴	۳۴/۶۰	۱۱/۲۹	رزوه اول	استخوان کورتیکال
Triple thread	۰/۱۳	۰/۹۹	۲/۹۴	۳۳/۶۹	۱۶/۶۴	رزوه اول	استخوان کورتیکال
گام ۰/۵ میلی متر	۰/۰۵	۱	۲/۹۰	۳۴/۱۲	۱۶/۴۵	رزوه اول	استخوان کورتیکال
گام ۱ میلی متر	۰/۰۷	۱/۱	۳/۱۷	۴۲/۴۳	۱۳/۲۷	رزوه اول	استخوان کورتیکال



مدل ۱

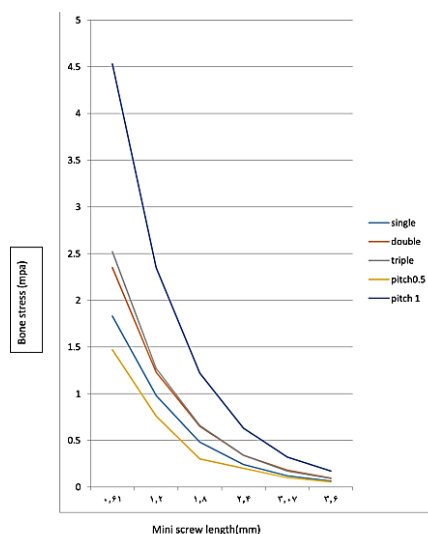
مدل ۲

مدل ۳

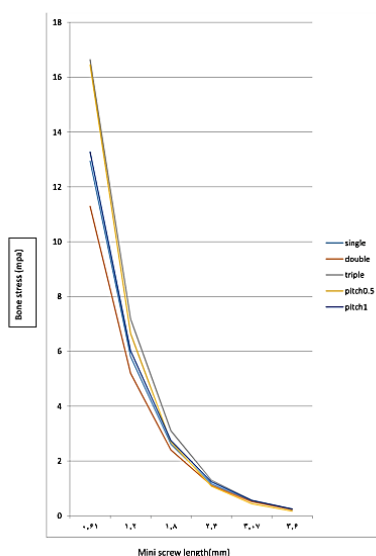
مدل ۴

مدل ۵

شکل ۴. الف) توزیع استرس در استخوان (مگاپاسکال) ب) میزان جابه جایی (میکرومتر) ج) توزیع استرس در مینی اسکرو (مگاپاسکال) تحت اعمال نیروی برشی در نمای اگزیتال



نمودار ۱. الگوی تغییر استرس در استخوان تحت تأثیر نیروی کششی در امتداد مینی اسکرو به تفکیک مدل‌ها



نمودار ۲. الگوی تغییر استرس در استخوان تحت تأثیر نیروی برشی در امتداد مینی اسکرو به تفکیک مدل‌ها

مقایسه الگوی توزیع تنش

مقایسه توزیع استرس مینی اسکرو و استخوان در امتداد طول مینی اسکروهای متفاوت پس از اعمال نیروی کششی و برشی در نمودارهای ۱ و ۲ نشان داد که الگوی تغییرات استرس در تمام مینی اسکروها مشابه است و استرس ناشی از اعمال نیروها در استخوان به صورت ناگهانی در مرز ناحیه

کورتیکال و اسفنجی و در مینی اسکرو به تدریج از ناحیه‌ی سر مینی اسکرو به نوک آن کاهش می‌یابد. استرس در استخوان اسفنجی به‌طور یکنواخت‌تری توزیع می‌شود و فقط میزان آن کاهش می‌یابد. با توجه به الگوی توزیع استرس، حداقل استرس در ناحیه پایین مینی اسکرو وجود دارد.

بحث

در این مطالعه، توزیع استرس و استرین و جابه‌جایی ۵ مدل مختلف مینی‌اسکرو (با وجه تمایز زاویه چرخش و گام رزوه)، در اثر اعمال نیروی ارتودنتیک معمول و آگزیال (۲ نیوتون) به روش آنالیز المان محدود سه‌بعدی مورد ارزیابی قرار گرفت.

به طور کلی صرف نظر از هندسه مینی‌اسکرو، در تمام مدل‌ها، بیشترین میزان استرس وون‌میسز در ساختار مینی‌اسکرو در ناحیه ورود مینی‌اسکرو به استخوان (در واقع تکیه‌گاه و نخستین رزوه) مشاهده شد. همچنین در ساختار استخوان، حداکثر استرس ناشی از اعمال نیرو، در استخوان کورتیکال در مجاورت لبه رزوه‌ها متمرکز شده بود. میزان استرس مینی‌اسکرو و استخوان در امتداد طول مینی‌اسکرو به سمت نوک آن کاهش یافت. البته در مرز استخوان کورتیکال و اسفنجی کاهش قابل توجه و ناگهانی استرس رخ داده بود. در طول استخوان کورتیکال و اسفنجی، هر کدام به صورت جداگانه، کاهش تدریجی متناسب با دور شدن از نقطه تکیه‌گاه (نقطه تمرکز حداکثر استرس) مشاهده شد. Yu و همکاران^(۱۱) در یک مطالعه invitro نتیجه گرفتند که بیشترین تمرکز استرس در ناحیه کورتیکال استخوان و نخستین رزوه می‌باشد. بر همین اساس Kuroda و همکارانش^(۹) در سال ۲۰۱۴، با انجام آنالیز المان محدود نتیجه گرفتند که ضخامت استخوان کورتیکال نقش بسیار مهمی در تامین ثبات اولیه دارد. علت آن دانسته بیشتر استخوان کورتیکال نسبت به اسفنجی است که تعیین‌کننده اصلی ثبات مینی‌اسکرو می‌باشد. Singh و همکاران^(۱۲) نیز عنوان کردند که استخوان اسفنجی تنها نقش اندکی در مقاومت در برابر نیروها دارد. از این رو نتایج مطالعه ما، منطبق بر یافته‌های تحقیقات قبلی می‌باشد.

حداکثر استرس ناشی از نیرو حین انتقال از مینی‌اسکرو به استخوان کورتیکال، ۴۱٪ کاهش یافت و در استخوان اسفنجی نیز حداکثر استرس ۲۵ برابر نسبت به استخوان کورتیکال کاهش یافته بود. تیتانیوم، ماده سازنده مینی‌اسکرو، به دلیل مدول‌یابگ بسیار زیاد (تقریباً ۸ برابر استخوان کورتیکال)، در برابر نیروهای اعمال شده، دارای تغییر شکل کم و سختی زیاد است و بخش عمده استرس‌ها را به استخوان مجاور منتقل می‌کند.^(۳) استخوان کورتیکال به دلیل load-deflection rate کمتر، ۴۱٪ استرس را جذب می‌کرد. دو دلیل برای کاهش واضح استرس در استخوان اسفنجی نسبت به کورتیکال می‌توان عنوان کرد: نخست مدول‌یابگ بسیار کمتر استخوان اسفنجی نسبت به استخوان کورتیکال (یک‌دهم)، که منجر به جذب بیشتر استرس با تغییر شکل می‌شود. دلیل دوم حالت خاص خمش (bending mood) است؛ که منجر به ایجاد بیشترین میزان استرس در ناحیه ورود به استخوان می‌شود. همین ویژگی باعث می‌شود که حداکثر میزان استرس در استخوان اسفنجی نیز دقیقاً در مرز مشترک با استخوان کورتیکال مشاهده شود.^(۱۳) ساختار ماکروسکوپی استخوان آلئوئول (وجود لایه استخوان کورتیکال سخت روی استخوان اسفنجی)، باعث کاهش پلکانی و جذب تدریجی استرس حاصل از بارهای مختلف می‌شود.

نکته قابل بحث دیگر، مقایسه استحکام نهایی و حد آستانه مواد مدل‌ها با حداکثر استرس پس از بارگذاری ۲ نیوتون است. استحکام نهایی استخوان کورتیکال و تیتانیوم به ترتیب ۲۰۰ و ۶۲۹ مگاپاسکال گزارش شده است. حداکثر استرس ایجاد شده پس از بارگذاری در استخوان کورتیکال و مینی‌اسکرو کمتر بود. پس استخوان و انواع مینی‌اسکروهای مورد مطالعه، استحکام ساختاری کافی در

بود که با مطالعات قبلی مطابقت دارد.^(۱۳) نتایج بافت‌شناسی Deguchi و همکاران^(۱۷) نیز نشان داد که هیچ آسیبی در استخوان، پس از بارگذاری مینی‌اسکرو با نیروی ۲ نیوتون طی درمان ارتودنسی ایجاد نمی‌شود.

مکانیسم اصلی شل شدن مینی‌اسکرو، پاسخ بافتی استخوان به میدان استرس/استرین ایجادشده در استخوان است. وجود رزوه باعث تبدیل شدن بارهای تضعیف‌کننده (برشی) به بارهای مطلوب‌تر (فشاری و کششی) در سطح تماس مشترک استخوان با مینی‌اسکرو می‌شود و به این ترتیب توسط توزیع بهینه استرس، ثبات اولیه را تقویت می‌کند. Micro thread design مفهومی است که ابتدا در ایمپلنت‌های دندان‌های مورد استفاده قرار گرفت و به نظر می‌رسد در مینی‌اسکرو نیز باعث بهبود ریتشن مکانیکی و توزیع بهتر استرس در استخوان می‌شود.^(۱۰) از سوی دیگر با توجه به غیرقابل کنترل بودن عوامل فیزیولوژیک مانند ضخامت و کیفیت استخوان کورتیکال، می‌توان طراحی مینی‌اسکرو را مهم‌ترین عامل تعیین‌کننده موفقیت مینی‌اسکرو دانست. بنابراین به بررسی توزیع استرس در مدل‌های مختلف مطالعه به صورت اختصاصی می‌پردازیم. آنالیز المان محدود مدل‌های دارای زاویه چرخش متفاوت رزوه در بارگذاری برشی ۲ نیوتون مشخص کرد که کمترین استرس وون‌میسز در استخوان در مدل double thread به میزان ۱۱/۲۹ مگاپاسکال و حداکثر استرس در مدل triple thread به میزان ۱۶/۶۴ مگاپاسکال مشاهده شد. مشابه این نتایج، Yu و همکارانش^(۱۱) دریافتند طراحی double thread مینی‌اسکرو، ثبات مکانیکی بهتر و تورک ورود و مقاومت به خروج بیش‌تری در تست‌های آزمایشگاهی دارد و در آنالیز المان محدود نیز استرس کمتری در استخوان ایجاد می‌کند. مقایسه مساحت سطح فائکشال مینی‌اسکروهای

برابر نیروهای معمول ارتودنسی را دارند. این نتیجه، با یافته‌های المان محدود و تجربی تحقیقات قبلی هماهنگ می‌باشد.^(۱۳-۱۴)

از مقایسه نتایج دو نوع بارگذاری کششی و برشی این نتیجه حاصل می‌شود که نیروهای کششی یا به موازات محور طولی مینی‌اسکرو؛ باعث توزیع وسیع‌تر استرس در سطوح تماس استخوان و مینی‌اسکرو می‌شود. به دلیل شکل استوانه مینی‌اسکرو، استرین در طول رخ می‌دهد (افزایش طول)؛ که در این بعد توده ماده بسیار بیشتر از بعد عرضی می‌باشد. در نتیجه نیروی کششی استرس و استرین وون‌میسز بسیار کمتری نسبت به نیروی برشی (عمود بر محور طولی مینی‌اسکرو) ایجاد می‌کند.^(۱۵)

تفسیر نتایج صرفاً با دیدگاه مکانیکی کامل نیست. از دیدگاه بیولوژیک، استخوان به طور مداوم برای تطابق با محرک‌های محیطی ریمدل می‌شود (پدیده bone hemostasis). استرین، محرک مکانیکی ریمدلینگ استخوان اطراف مینی‌اسکرو است. بر اساس مکانواستاتیک آسیب‌های میکروسکوپی در استخوان بالغ لاملار و نرمال، زمانی ایجاد می‌شود که استرین از ۴۰۰۰ میکرواسترین بیش‌تر شود. در این شرایط، یکپارچگی ساختاری استخوان از دست می‌رود و افزایش نیروی پاتولوژیک و استئوکلستوزنیز ایجاد می‌شود.^(۱۶) پس، از لحاظ بیومکانیکی، بهترین طراحی مینی‌اسکرو باید میزان استرس ایجاد شده در استخوان اطراف را به حداقل برساند و منجر به کاهش آسیب به استخوان و در نهایت لقی مینی‌اسکرو شود. بارگذاری ۴۰۰۰ میکرواسترین در استخوان کورتیکال، معادل استرس فشاری ۵۵ مگاپاسکال می‌شود. اما در زمینه سایر استرس‌های کششی و برشی هنوز اطلاعاتی در دسترس نمی‌باشد. در پژوهش حاضر، حداکثر استرس وون‌میسز در تمام مدل‌ها کمتر از ۵۵ مگاپاسکال

شد و حداکثر استرس در مدل گام ۰/۵ میلی‌متر به میزان ۱۶/۴۵ مگاپاسکال مشاهده شد. یافته‌های مطالعات Mottaghi و همکارانش^(۱۰)، با نتایج حاضر مطابقت دارد که نتیجه‌گیری کردند که کاهش گام رزوه‌ها از میزان خاصی؛ منجر به افزایش استرس می‌شود و حداکثر استرس متناسب با کاهش گام، کاهش نمی‌یابد.

یافته‌های آنالیز المان محدود در مدل‌های مختلف مینی‌اسکرو با میزان گام متفاوت در برابر نیروی کششی ۲ نیوتون نشان می‌دهد که با افزایش میزان گام، استرس وون‌میسز در استخوان افزایش می‌یابد. اما مطالعه آزمایشگاهی Brinley و همکارانش^(۶) تایید کرد که با کاهش میزان گام، مقاومت به خروج (مقاومت در برابر نیروی اغزیال) افزایش می‌یابد. علت این امر افزایش تعداد و تراکم رزوه‌ها با کاهش گام می‌باشد؛ که درگیری مکانیکی با استخوان را افزایش می‌دهد. به بیان دیگر با افزایش گام، مساحت سطح توزیع استرس در مدل‌ها کاهش می‌یابد. (مساحت مدل با گام ۰/۷۵ برابر با ۳۸/۱۸ میلی‌مترمربع و مدل با گام ۰/۵ برابر با ۴۵/۳۱ میلی‌مترمربع و مدل با گام ۰/۳۴ برابر با ۳۴/۸۴ میلی‌مترمربع)

در پژوهش حاضر جابه‌جایی‌های جزئی به عنوان شاخص شکست مینی‌اسکرو در نظر گرفته شده است. با توجه به خلأ اطلاعاتی در این زمینه، در حال حاضر می‌توان نتایج مقالات ثبات اولیه ایمپلنت را به مینی‌اسکرو تعمیم داد. آستانه بحرانی جابه‌جایی ایمپلنت بین ۵۰ تا ۱۵۰ میکرومتر است و بیش‌تر از آن شکست ایمپلنت تلقی می‌شود.^(۶-۸) یافته‌ها حاکی از آن است که تمامی جابه‌جایی‌ها در اعمال نیروی ۲ نیوتون کششی و برشی بسیار کمتر از حد آستانه می‌باشد. این یافته‌ها حاصل آنالیز استاتیک می‌باشد و قطعاً آثار تجمعی حرکات میکروسکوپی در طول زمان، رفتار استخوان در ثبات مینی‌اسکرو را تحت‌تاثیر قرار می‌دهد.

مدل ۱ تا ۳ مشخص می‌کند که مساحت سطح توزیع استرس، مهمترین فاکتور تعیین‌کننده میزان استرس نمی‌باشد. زیرا علی‌رغم بیش‌تر بودن مساحت در مدل triple thread (مساحت مدل‌ها ۱ تا ۳ به ترتیب ۳۸/۱۸-۳۹/۱۸-۴۰/۶۱ میلی‌متر مربع)، استرس آن از مدل double thread بیش‌تر است. پس مقداری اپتیمم برای مساحت سطح وجود دارد که از آن بیش‌تر در کاهش استرس موثر نیست. اما کلید تفسیر این یافته در بررسی زاویه هلیکس می‌باشد. با افزایش زاویه چرخش رزوه‌ها (از مدل ۱ تا ۳ به ترتیب ۱۹ و ۳۵ و ۴۶ درجه) امکان افزایش تعداد رزوه‌ها از نقاط شروع متفاوت فراهم می‌شود. شیب رزوه‌ها، جهت نیرو و نوع استرس منتقل شده به استخوان را تغییر می‌دهد. طراحی ایده‌آل رزوه‌های مینی‌اسکرو باید به گونه‌ای باشد که بتواند تعادل را بین استرس‌های کششی و فشاری ایجاد کند و همزمان ایجاد استرس‌های برشی را به حداقل برساند. در حالت اپتیمم، زاویه هلیکس ۳۵ درجه، استرس را به صورت مطلوب‌تر به استخوان منتقل می‌کند و استرس‌های برشی به مقدار زیادی تبدیل به استرس‌های فشاری می‌شود. آنالیز المان محدود در این پژوهش نشان داد که در بارگذاری کششی ۲ نیوتون، با افزایش زاویه هلیکس از single thread تا triple thread استرس وون‌میسز استخوان (۲۸٪ در مدل double thread و ۳۵٪ در triple thread) افزایش می‌یابد. سطوح افقی‌تر رزوه‌ها مقاومت بیش‌تری در برابر نیروهای اغزیال (موازی محور طولی مینی‌اسکرو) ایجاد می‌کند و آن‌ها را به استرس فشاری مطلوب‌تری تبدیل می‌کند. اما هر چه زاویه هلیکس بیشتر می‌شود، استرس‌های برشی در سطح رزوه افزایش می‌یابد.

براساس یافته‌ها، پس از اعمال نیروی برشی ۲ نیوتون، کمترین استرس وون‌میسز در استخوان در مدل استاندارد یا دارای گام ۰/۷۵ میلی‌متر به میزان ۱۲/۹۴ مگاپاسکال ایجاد

استرس و ون میسز، در محل رزوه اول در استخوان کورتیکال مشاهده شد. در برابر نیروی برشی بهترین طراحی از نظر ثبات مکانیکی مدل double thread بود. بهترین پاسخ بیومکانیکی پس از اعمال نیروی کششی در مدل مینی اسکرو دارای گام ۰/۵ میلیمتر مشاهده شد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بخشی از پایان نامه آقای حمیدرضا مهرعلیان در رشته دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی قم با شماره پایان نامه ۸۸۵۴ است. باتوجه به انجام تست‌ها بر روی مدل‌های مجازی اصول اخلاق در پژوهش به صورت کامل رعایت شده است. از تمامی کسانی که در مسیر این پژوهش ما را یاری کردند قدردانی می‌کنیم.

تضاد منافع

بنابراظهار نویسندگان این مقاله تعارض منافع ندارد.

اعتبار نتایج آنالیز المان محدود، به توانایی درک صحیح آن و اجرای صحیح روش (شبیه‌سازی نزدیک به واقعیت اجزای مدل و خواص مواد سازنده و نزدیک بودن به شرایط واقعی کلینیکی) وابسته است. روش المان محدود بهترین، دقیق‌ترین و معتبرترین روش مطالعه برای بررسی مکانیسم‌های اساسی رفتار ساختارهای گوناگون، یعنی الگوی استرس و استرین متناسب با خواص مکانیکی بیومتریال‌ها و بافت‌های انسان و با در نظر گرفتن شکل هندسی آن پس از اعمال نیرو می‌باشد. یافته‌های آنالیز المان محدود، هرگز توسط انواع تکنیک‌های کارآزمایی بالینی و تجربی، به دلیل محدودیت‌های مکانیکی و دشواری کنترل پارامترهای مداخله‌گر و تنوع نمونه‌ها، قابل‌دستیابی نمی‌باشد. بررسی تأثیر هریک از ویژگی‌های طراحی مینی اسکرو به تنهایی و بدون ایجاد تغییر در سایر فاکتورها توسط آنالیز المان محدود، امکان‌پذیر است. هم‌چنین اعتبار و تطابق نتایج المان محدود با مطالعات تجربی قبلا توسط سایر مطالعات تایید شده است.^(۵-۱)

نتیجه‌گیری

زاویه هلیکس و گام رزوه‌ها بر میزان استرس پس از بارگذاری به ویژه در استخوان کورتیکال موثر است. الگوی توزیع استرس در تمام مدل‌ها مشابه بود و حداکثر

منابع

1. Alrbata RH, Yu W, Kyung HM. Biomechanical effectiveness of cortical bone thickness on orthodontic microimplant stability: an evaluation based on the load share between cortical and cancellous bone. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2014;146(2):175-82.
2. Lim HJ, Eun CS, Cho JH, Lee KH, Hwang HS. Factors associated with initial stability of miniscrews for orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;136(2):236-42.
3. Lee J, Kim JY, Choi YJ, Kim KH, Chung CJ. Effects of placement angle and direction of orthopedic force application on the stability of orthodontic miniscrews. Angle Orthod 2013;83(4):667-73.
4. Machado GL. Effects of orthodontic miniscrew placement angle and structure on the stress distribution at the bone miniscrew interface—A 3D finite element analysis. Saudi J Dent Res 2014;5(2):73-80.
5. Liu TC, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012;141(4):468-76.

6. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod* 2009;79(6):1156-61.
7. Amini P, Mahmoudi M, Pourmoshrefi P, Amini R, Pourmoshrefi S. Effect of cement type and thickness at the marginal area on stress distribution in monolithic zirconia crowns: A finite element analysis. *J Mashhad Dent Sch* 2025;49(1):1-15.
8. Huang YW, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Bone stress when miniplates are used for orthodontic anchorage: finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;142(4):466-72.
9. Kuroda S, Nishii Y, Okano S, Sueishi K. Stress distribution in the mini-screw and alveolar bone during orthodontic treatment: A finite element study analysis. *J Orthod* 2014;41(4):275-84.
10. Mottaghi Dastenaie F, Moghimi Zand M, Noorolahian S. Thread pitch variant in orthodontic mini-screws: A 3-D finite element analysis. *JCAMech* 2015;46(2):257-65.
11. Yu J-H, Lin Y-S, Chang W-J, Chang Y-Z, Lin C-L. Mechanical effects of micro-thread orthodontic mini-screw design on artificial cortical bone. *J Med Biol Eng* 2014;34(1):49-55.
12. Singh S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: A conical, self-drilling miniscrew implant system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141(3):327-36.
13. Hotta A, Uchida Y, Namura Y, Inaba M, Motoyoshi M. Finite element analysis of stress caused by palatal orthodontic anchor screws. *J Oral Sci* 2020;62(3):318-21.
14. Perillo L, Jamilian A, Shafieyoon A, Karimi H, Cozzani M. Finite element analysis of miniscrew placement in mandibular alveolar bone with varied angulations. *Eur J Orthod* 2015;37(1):56-9.
15. Lin CL, Yu JH, Liu HL, Lin CH, Lin YS. Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the Taguchi method. *J Biomech* 2010;43(11):2174-81.
16. Tyrovola JB, Odont X. The “mechanostat theory” of frost and the OPG/Rankl/RANK system. *J Cell Biochem* 2015;116(12):2724-9.
17. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK Jr, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 2003;82(5):377-81.