

Evaluation of stress resulting from mini-screw insertion and removal in the mandible using finite element analysis

Negar Sarami¹, Sousan Sadeghian^{2,*}, Mehrdad Honarmand³

1- Post-graduate Student, Department of Orthodontics, Isfahan (Khorasgan) Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran

2- Assistant Professor, Department of Orthodontics, Isfahan (Khorasgan) Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran

3- Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Tiran Branch, Islamic Azad University, Tiran, Iran

Article Info

Article type:
Research Article

Article History:
Received: 22 Jun 2025
Accepted: 30 Oct 2025
Published: 6 Nov 2025

Corresponding Author:
Sousan Sadeghian

Department of Orthodontics, Isfahan
(Khorasgan) Branch, Islamic Azad
University, Isfahan, Iran

(Email: 4650334411@iaui.ir)

Abstract

Background and Aims: Over the past two decades, the use of mini-screws in orthodontics has become increasingly common. Various factors such as design, length, diameter, and insertion angle of the miniscrew, as well as the quality and thickness of the patient's bone, would influence the success and stability of miniscrews. This study aimed to investigate the effects of miniscrew shape, cortical and cancellous bone thickness, and insertion/removal torque on the stress distribution in the mandibular bone surrounding the miniscrew.

Materials and Methods: This study was conducted using finite element analysis (FEA). Bone thickness parameters were extracted from the literature, and the mandibular bone along with cylindrical and tapered miniscrew models were simulated using ABAQUS software. By altering the relevant variables, the resulting stress were evaluated.

Results: An increase in both insertion and removal torque led to a corresponding rise in the stress around the miniscrew. Stress variations were more pronounced in tapered miniscrews in response to the changes in bone thickness and torque. The influence of cancellous bone thickness on stress distribution was found to be minimal.

Conclusion: Although, the tapered miniscrews offer greater retention and stability compared to the cylindrical types, their heightened sensitivity to variations in parameters such as bone thickness and torque necessitates cautious application.

Keywords: Orthodontic anchorage procedure, Bone thickness, Stress, Torque

Cite this article as: Sarami N, Sadeghian S, Honarmand M. Evaluation of stress resulting from mini-screw insertion and removal in the mandible using finite element analysis es. J Dent Med-TUMS. 2025;38:24. [Persian]



بررسی میزان تنش ناشی از جایگذاری و خارج نمودن مینی اسکرو در استخوان مندیبل با استفاده از روش المان محدود

نگار صرامی^۱، سوسن صادقیان^{۲*}، مهرداد هنرمند^۳

۱- دستیار تخصصی گروه آموزشی ارتودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، واحد اصفهان (خوراسگان)، دانشگاه آزاد اسلامی، اصفهان، ایران

۲- استادیار گروه آموزشی ارتودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، واحد اصفهان (خوراسگان)، دانشگاه آزاد اسلامی، اصفهان، ایران

۳- استادیار گروه آموزشی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، واحد تیران، دانشگاه آزاد اسلامی، تیران، ایران

اطلاعات مقاله	چکیده
<p>نوع مقاله: مقاله پژوهشی</p> <p>دریافت: ۱۴۰۴/۰۴/۰۱ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۸/۰۸ انتشار: ۱۴۰۴/۰۸/۱۵</p> <p>نویسنده مسؤول: سوسن صادقیان</p> <p>گروه آموزشی ارتودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، واحد اصفهان (خوراسگان)، دانشگاه آزاد اسلامی، اصفهان، ایران</p> <p>(Email: 4650334411@iau.ir)</p>	<p>زمینه و هدف: در دو دهه اخیر، استفاده از مینی اسکرو در ارتودنسی به شدت متداول شده است. عوامل مختلفی نظیر طراحی، طول، ضخامت، زاویه قراردگی مینی اسکرو و همچنین کیفیت و ضخامت استخوان بیمار بر موفقیت و ثبات مینی اسکرو تأثیر گذارند. مطالعه حاضر با هدف بررسی تأثیرات شکل مینی اسکرو، ضخامت استخوان کورتیکال و اسفنجی، گشتاور قراردگی و خارج سازی بر تنش ایجاد شده در استخوان مندیبل اطراف مینی اسکرو انجام شد.</p> <p>روش بررسی: مطالعه حاضر به صورت آنالیز المان محدود انجام شد. ابتدا محدوده ضخامت استخوان از منابع استخراج شده و شکل استخوان مندیبل و اشکال استوانه‌ای و مخروطی مینی اسکرو در نرم افزار آباکوس شبیه سازی شد. با تغییرات متغیرهای مربوطه، میزان تنش ایجاد شده و همچنین تأثیر متغیرها بر یک دیگر اندازه گیری شد.</p> <p>یافته‌ها: افزایش گشتاور در هنگام جایگذاری و خارج سازی مینی اسکرو، منجر به افزایش متقابل تنش در اطراف مینی اسکرو شد. تغییرات تنش در مینی اسکروهای مخروطی در واکنش به تغییرات ضخامت استخوان و میزان گشتاور، بارزتر بود. تأثیر ضخامت استخوان اسفنجی بر الگوی توزیع تنش حداقل گزارش شد.</p> <p>نتیجه گیری: اگرچه مینی اسکروی مخروطی میزان گیر و ثبات بالاتری نسبت به نوع استوانه نشان می‌دهد، اما با توجه به حساسیت بالای آن نسبت به تغییرات سایر پارامترها نظیر ضخامت استخوان و میزان گشتاور استفاده از آن باید با احتیاط همراه باشد.</p> <p>کلید واژه‌ها: روش‌های تأمین تکیه گاه در ارتودنسی، ضخامت استخوان، تنش، گشتاور جایگذاری / خارج سازی</p>

مقدمه

در درمان‌های ارتودنسی، حرکت بدون محدودیت دندان برای به دست آوردن ظاهری ایده آل و اکلوزن تثبیت شده ضروری است (۱). اعمال نیروهای ارتودنسی به دندان‌ها، باعث ایجاد یک نیرو مساوی و خلاف جهت شده که غالباً نامطلوب است و ثبات درمان را مخدوش می‌کند. بنابراین به غیر از مفهوم کنش و واکنش، برای خنثی سازی یا محدود کردن تأثیر این نیروهای نامطلوب، نیاز به یک سیستم به نام تکیه‌گاه به وجود می‌آید (۲). در دهه‌های اخیر، معرفی تکیه‌گاه‌های اسکلتی موقت (Temporary Anchorage Devices) از جمله مینی اسکروها روش جدیدی برای کنترل تکیه‌گاه و به دست آوردن حرکت دلخواه دندان برای ارتودنسی‌تها فراهم آورده است (۳). تکیه‌گاه‌های اسکلتی موقت وسایلی هستند که به طور موقت و به صورت مکانیکی یا بیومکانیکی در استخوان ثابت می‌شوند و می‌توانند تکیه‌گاه بسیار خوب با کمترین میزان حرکت ناخواسته دندان را فراهم کنند (۴).

علیرغم درصد موفقیت بالای ذکر شده برای مینی اسکروها، استفاده از مینی اسکروها همراه با چالش‌هایی می‌باشد (۵). شکستن و تغییر شکل مینی اسکرو یکی از مشکلاتی است که بیشتر به علت نیرو و گشتاور بیش از حد به وجود می‌آید (۵،۶). بسیاری از شکست‌های مینی اسکرو یک هفته بعد از قراردعی گزارش شده‌اند. عوامل مختلفی نظیر عوامل وابسته به میزان (مانند سن، محل قراردعی، ضخامت استخوان کورتیکال، چگالی استخوانی) یا عوامل تخصصی (مانند قطر، طول، طراحی، روش قراردادن، گشتاور و زاویه قراردعی) به عنوان فاکتورهای مؤثر بر این مسئله معرفی شده‌اند (۷).

یکی از عوامل مهم تأثیر گذار بر عملکرد و کارایی مینی اسکرو، طراحی آنان می‌باشد (۸). مطالعات نشان داده‌اند نیمرخ استخوانی بیمار در میزان موفقیت اسکرو نقش دارد. لازم به ذکر است ویژگی‌های استخوانی تحت تأثیر عوامل فراوانی نظیر سن و سلامت بیمار قرار می‌گیرد (۹،۱۰). با توجه به ویژگی‌های منحصر به فرد هر بیمار در ویژگی‌های استخوان نظیر چگالی و ضخامت استخوان، طراحی‌های مختلف مینی اسکرو مورد استفاده قرار می‌گیرد (۱۱).

اگرچه مندیبل ضخامت استخوان کورتیکال بیشتری دارد و انتظار می‌رود ثبات اولیه افزایش یافته موفقیت بالاتری فراهم کند (۱۲)، اما قراردادن مینی اسکرو در مندیبل چالش برانگیز می‌باشد، به طوری که

مطالعات مختلف نشان داده‌اند میزان شکست مینی اسکرو در مندیبل به طور معنی داری بیشتر از ماگزایلا است (۱۳) که می‌تواند به علت تراکم عروق خونی کمتر مندیبل نسبت به ماگزایلا، گشتاور افزایش یافته حین قراردعی به علت ضخامت استخوان کورتیکال و ایجاد حرارت باشد (۱۴-۱۲).

آنالیز المان محدود (Finite Element Analysis) یک ابزار تحلیلی کامپیوتری است که ویژگی‌های هندسی و فیزیکی اجسام پیچیده را شبیه سازی کرده و تأثیر نیرو بر پارامترهای مختلف را تخمین می‌زند. با اعمال تغییر شکل یا نیروهای تعریف شده، می‌توان پاسخ بیومکانیکی جسم را تخمین زد. این روش به طور گسترده در دندانپزشکی، به خصوص در پروتز، ترمیمی و ارتودنسی مورد استفاده قرار گرفته است. این تکنیک می‌تواند امکان شبیه سازی و تحلیل ساختارهای پیچیده هندسی را با ویژگی‌های مختلف فیزیکی فراهم کند، آنالیز خطی و غیرخطی یا استاتیکی و دینامیک را انجام دهد، تکرارپذیری بالایی دارد و نیاز به آزمایشات میدانی و بالینی تا حد زیادی کاهش دهد (۱۵). هدف این مطالعه بررسی میزان تنش ناشی از جایگذاری و خارج نمودن دو نوع مینی اسکرو مخروطی و استوانه‌ای در ضخامت‌های مختلف استخوان مندیبل با استفاده از روش المان محدود می‌باشد.

روش بررسی

مدل سه بعدی استخوان مندیبل شامل اسفنجی و کورتیکال برای مدل‌سازی و تحلیل در نرم افزار ABAQUS 2019 (نرم افزار مدلسازی و تحلیل المان محدود) مورد استفاده قرار گرفت. محدوده ضخامت انواع کورتیکال و اسفنجی استخوان از منابع استخراج گردید (۱۶). ضخامت‌های مورد استفاده در جدول ۱ نمایش داده شده‌اند، که هرچه از Type 1 به سمت Type 5 می‌رویم ضخامت استخوان اسفنجی افزایش و ضخامت استخوان کورتیکال کاهش می‌یابد. همچنین جهت مدلسازی مینی اسکرو، مدل OSSH1810 از نوع Simple Head با قطر ۱/۸ میلی متر و طول ۱۰ میلی متر مورد استفاده قرار گرفت. خواص مواد مورد استفاده در جدول ۲ ذکر شده است.

جهت بررسی تأثیر گشتاور جاگذاری، گشتاور خارج نمودن، شکل هندسی مینی اسکرو اعم از استوانه‌ای یا مخروطی، ضخامت استخوان اسفنجی و کورتیکال، تعداد ۶۰ مدل مختلف طراحی گردید. مینی اسکرو

جدول ۱- ضخامت استخوان مندیبل (اسفنجی و کورتیکال)

Type 5	Type 4	Type 3	Type 2	Type 1	نوع
۶/۰۰	۵/۶۷	۵/۶۰	۵/۵۱	۵/۴۸	A
۹/۲۸	۸/۵۲	۸/۱۵	۸/۰۹	۷/۷۹	B
۱۱/۰۹	۱۰/۰۳	۹/۲۸	۷/۷۸	۷/۳۳	C
۱۱/۰۶	۱۰/۲۶	۸/۸۹	۷/۶۴	۷/۷،۱۷	D
۵/۲۸	۵/۳۹	۵/۴۰	۵/۷۳	۵/۹۹	A
۴/۲۰	۴/۵۲	۴/۷۷	۴/۹۳	۵/۰۰	B
۴/۵۱	۴/۹۹	۵/۱۰	۵/۲۶	۵/۴۲	C
۴/۰۰	۴/۲۰	۴/۳۲	۴/۴۷	۴/۴۸	D

ضخامت اسفنجی استخوان (میلی متر)

ضخامت کورتیکال استخوان (میلی متر)

جدول ۲- خواص مواد مورد استفاده

نام ماده	مدول یانگ (MPa)	ضریب پواسون
مینی اسکرو Ti-6Al-4V	۲۳۰۰۰	۰/۳
استخوان کورتیکال	۱۴۰۰۰	۰/۳
استخوان اسفنجی	۳۰۰	۰/۳

جدول ۳- محدوده گشتاورهای اعمالی

محدوده	جاگذاری	خارج نمودن
استوانه‌ای	۷،۸-۶،۳ Ncm	۳،۹-۳ Ncm
مخروطی	۹،۲-۸،۳ Ncm	۴،۱-۳،۲ Ncm

ضخامت استخوان مورد بررسی متغیر و استخوان دیگر ثابت در نظر گرفته شد و بحرانی‌ترین حالت نیرو به مدل اعمال شد. جهت بررسی تأثیر هر یک از متغیرهای ورودی مسأله (گشتاور جاگذاری، گشتاور خارج نمودن، شکل هندسی مینی اسکرو اعم از استوانه‌ای یا مخروطی، ضخامت استخوان اسفنجی و ضخامت استخوان کورتیکال) مدل‌های مختلفی طراحی و در نرم افزار المان محدود ABAQUS مدل‌سازی و تحلیل گردید. سپس با مقایسه نتایج تنش فون میسز (VonMises) در استخوان اطراف مینی اسکرو در هر حالت، میزان تأثیر هر متغیر ورودی مورد بررسی و تحلیل قرار گرفت. به بیان دیگر، پس از مدل‌سازی و تحلیل هر حالت، کانتورهای تنش فون میسز استخراج و میزان تنش حداکثر در استخوان اطراف مینی اسکرو تعیین گردید و سپس تأثیر هر متغیر ورودی از طریق مقایسه نتایج مورد ارزیابی قرار گرفت. جزئیات مدل‌سازی در ادامه بیان شده است.

با زاویه ۹۰ درجه نسبت به سطح بیرونی استخوان مندیبل درون استخوان‌های اسفنجی و کورتیکال مونتاژ شد زیرا در زاویه ۹۰ درجه بحرانی‌ترین حالت از لحاظ میزان تنش حاصل شده را خواهیم داشت (۱۷).

به منظور آنالیز اثر میزان گشتاور جاگذاری و همچنین میزان گشتاور خارج نمودن بر تنش استخوان اطراف مینی اسکرو، ابتدا محدوده مجاز گشتاور در حالت‌های ذکر شده از مراجع استخراج شد (۱۸)، که در جدول ۳ محدوده مشخص شده است. بنا به محدوده مجاز گشتاور اعمالی، برای هر حالت از اشکال مینی اسکرو (استوانه‌ای/مخروطی) پنج مدل با در نظر گرفتن بحرانی‌ترین ضخامت استخوان اسفنجی (Type 1) و بحرانی‌ترین ضخامت استخوان کورتیکال (Type 5)، مدل‌سازی و آنالیز شد. همچنین برای بررسی تأثیر ضخامت استخوان کورتیکال یا اسفنجی، برای هر نوع مدل استخوان تعداد ۱۰ مدل فک مدل سازی شد که

جدول ۴ - (الف) محدوده ضخامت استخوان مندیبل در مردان

نوع	۱	۲	۳	۴	۵
A	۵,۸۴ ± ۱,۵۳	۵,۵۱ ± ۱,۳۲	۵,۴۶ ± ۱,۱۷	۵,۶۷ ± ۱,۲۸	۶,۰۰ ± ۱,۳۸
B	۷,۷۹ ± ۱,۶۰	۷,۷۵ ± ۱,۴۵	۸,۱۵ ± ۱,۵۵	۸,۵۲ ± ۱,۷۱	۹,۲۸ ± ۱,۷۸
C	۷,۳۳ ± ۱,۴۲	۷,۷۸ ± ۱,۴۵	۹,۲۸ ± ۲,۰۱	۱۰,۰۳ ± ۲,۰۰	۱۱,۰۹ ± ۲,۳۴
D	۷,۱۷ ± ۱,۷۵	۷,۶۴ ± ۲,۰۲	۸,۸۹ ± ۲,۴۰	۱۰,۲۶ ± ۲,۸۰	۱۱,۰۶ ± ۲,۸۵
A	۵,۹۹ ± ۱,۴۲	۵,۷۳ ± ۱,۰۷	۵,۴۰ ± ۰,۸۷	۵,۱۹ ± ۱,۰۴	۵,۲۸ ± ۰,۹۲
B	۴,۵۱ ± ۰,۹۷	۴,۵۷ ± ۰,۷۷	۴,۷۷ ± ۰,۹۷	۴,۵۲ ± ۱,۲۰	۴,۲۹ ± ۰,۹۰
C	۴,۵۶ ± ۰,۸۶	۴,۷۶ ± ۰,۹۳	۴,۷۰ ± ۱,۰۷	۵,۱۴ ± ۱,۰۹	۵,۰۱ ± ۱,۲۲
D	۴,۴۸ ± ۰,۹۷	۴,۴۸ ± ۰,۹۱	۴,۴۷ ± ۱,۲۳	۴,۲۷ ± ۱,۰۹	۴,۵۳ ± ۱,۳۰

(الف) ضخامت اسفنجی استخوان مردان (میلی متر)

(ب) ضخامت کورتیکال استخوان مردان (میلی متر)

جدول ۴ - (ب) محدوده ضخامت استخوان مندیبل در زنان

نوع	۱	۲	۳	۴	۵
A	۵,۰۱ ± ۱,۳۹	۴,۷۹ ± ۱,۲۷	۴,۸۹ ± ۱,۴۵	۵,۲۰ ± ۱,۵۴	۵,۴۱ ± ۱,۶۲
B	۶,۵۵ ± ۱,۴۱	۶,۶۹ ± ۱,۱۹	۷,۱۰ ± ۱,۳۷	۷,۷۴ ± ۱,۳۹	۸,۳۳ ± ۱,۴۷
C	۶,۸۰ ± ۱,۲۵	۷,۱۶ ± ۱,۴۴	۸,۲۱ ± ۱,۶۳	۹,۳۳ ± ۱,۶۴	۱۰,۲۶ ± ۱,۴۸
D	۶,۳۲ ± ۱,۲۶	۶,۹۹ ± ۱,۶۸	۷,۸۶ ± ۲,۳۲	۸,۸۴ ± ۲,۲۸	۱۰,۱۲ ± ۲,۷۱
A	۵,۲۵ ± ۱,۲۳	۵,۱۰ ± ۱,۲۷	۴,۸۰ ± ۰,۸۹	۴,۷۰ ± ۰,۹۴	۵,۲۸ ± ۰,۹۲
B	۳,۸۲ ± ۱,۰۰	۳,۹۱ ± ۰,۷۷	۴,۰۰ ± ۰,۸۰	۳,۹۶ ± ۰,۷۵	۳,۹۹ ± ۰,۸۳
C	۴,۰۴ ± ۰,۶۰	۴,۲۶ ± ۱,۰۸	۴,۶۴ ± ۱,۰۲	۴,۸۴ ± ۱,۱۳	۴,۸۷ ± ۱,۲۰
D	۴,۱۷ ± ۰,۷۸	۴,۱۶ ± ۱,۰۰	۳,۹۵ ± ۰,۹۳	۴,۰۸ ± ۱,۱۷	۴,۵۸ ± ۱,۱۶

مدل سازی هندسی

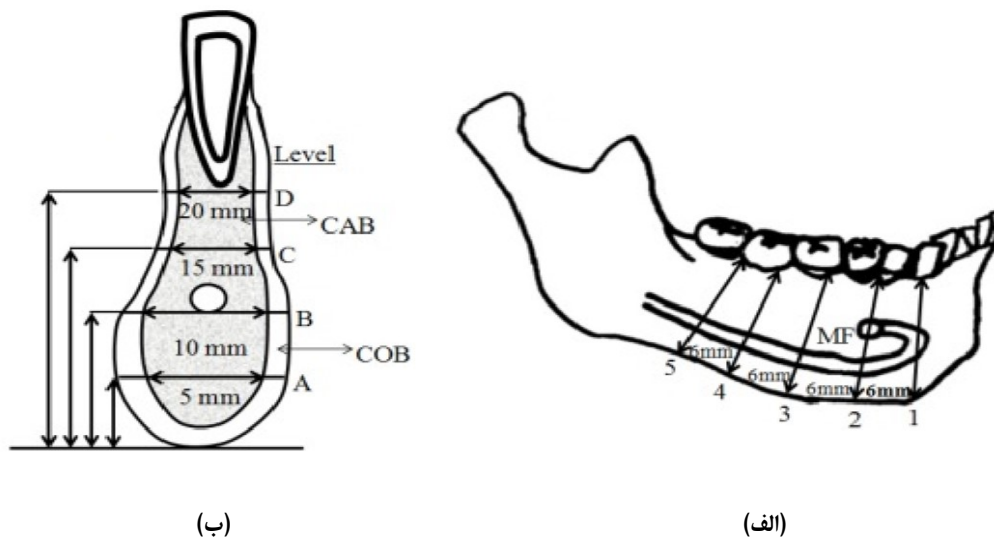
استخوان مندیبل

در این پژوهش، مدل سه بعدی استخوان مندیبل شامل اسفنجی و کورتیکال برای مدل سازی و تحلیل در نرم افزار ABAQUS مورد استفاده قرار گرفت. جهت بررسی تأثیر میزان ضخامت اسفنجی و نیز کورتیکال بر روی تنش در استخوان اطراف مینی اسکرو، محدوده ضخامت هر کدام استخراج گردید (۱۹). در مرجع ذکر شده، همانگونه که در شکل ۱ و جدول ۴ (الف و ب) نشان داده شده است، ضخامت استخوان اسفنجی و کورتیکال در مردان و زنان در پنج مقطع مختلف توسط CT اسکن استخراج شده است و نتایج به دست آمده به صورت جدولی برای مقاطع و گونه های مختلف گزارش شده است. با توجه به اینکه غالباً ضخامت استخوان اسفنجی و کورتیکال در

مردان بیشتر از زنان است به همین جهت در این پژوهش ضخامت های به دست آمده برای مردان (جدول ۱) مدنظر قرار گرفته است تا بتوان تأثیرات متغیرهای مستقل بر میزان تنش را به صورت ملموس تر مشاهده نمود. همانگونه که مشاهده می نماید، داده های این جدول به گونه ای دسته بندی و استخراج شد که هرچه از Type 1 به سمت Type 5 می رویم ضخامت استخوان اسفنجی افزایش و ضخامت استخوان کورتیکال کاهش می یابد. توسط این داده ها مدل استخوان مندیبل شامل اسفنجی و کورتیکال طراحی گردید (اشکال ۲ و ۳).

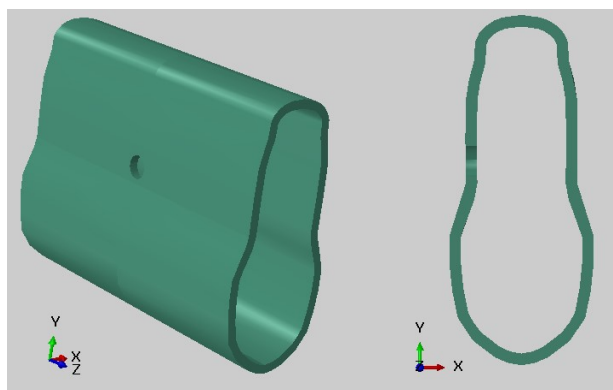
مینی اسکرو

یکی از متغیرهای ورودی مسأله مطرح شده در این پژوهش، شکل هندسی مینی اسکرو (استوانه ای یا مخروطی) می باشد. مینی اسکروها در ابعاد و جنس های مختلفی تولید می شوند. در این پژوهش،



شکل ۱- (الف) شکل شماتیک (ب) مقطع استخوان مندیبل شامل اسفنجی و کورتیکال (۱۹)

مینی اسکرو OSSH1810 از نوع Simple Head با قطر ۱/۸ میلی متر و طول ۱۰ میلی متر مورد استفاده قرار گرفته است. شکل شماتیک مینی اسکروهای مورد استفاده در دو نوع استوانه ای و مخروطی در شکل ۴ نشان داده شده است. جهت مدلسازی مینی اسکرو در نرم افزار ABAQUS ابعاد آن از کاتالوگ شرکت OSS استخراج گردید که شامل G/H برابر ۱/۵ میلی متر، L برابر ۱۰ میلی متر و D برابر ۱/۸ میلی متر می باشد (شکل ۵).



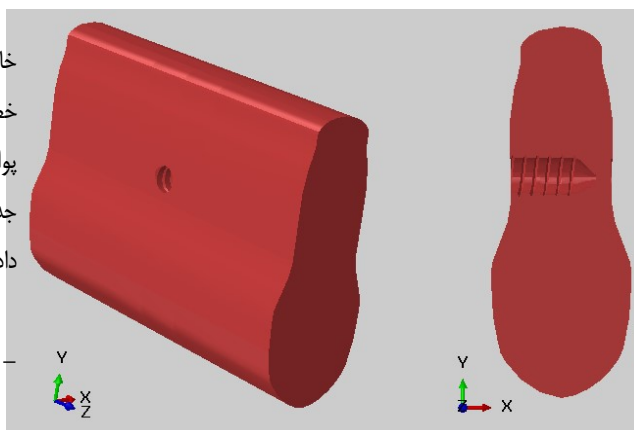
شکل ۲- نمای شماتیک کورتیکال

خواص مواد مورد استفاده

خواص استخوان مندیبل شامل کورتیکال و اسفنجی به دلیل خاصیت ویسکوالاستیک آن به صورت همگن، ایزوتروپیک، الاستیک خطی (۱۷) و دارای خواص مشخص از جمله مدول یانگ و ضریب پواسون (۲۰) تعریف گردید که در جدول ۲ نشان داده شده است. در این جدول خواص مکانیکی مینی اسکرو از جنس Ti-6Al-4V نیز نمایش داده شده است.

مونتاز نمودن

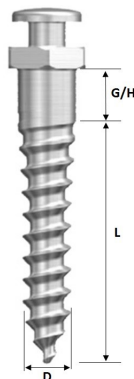
جهت بررسی تأثیر تورک جاگذاری، تورک خارج نمودن، شکل هندسی مینی اسکرو اعم از استوانه ای یا مخروطی، ضخامت استخوان اسفنجی و ضخامت استخوان کورتیکال، تعداد ۶۰ مدل مختلف طراحی



شکل ۳- نمای شماتیک اسفنجی



شکل ۴ - شماتیک مینی اسکرو OSSH1810 از نوع Simple Head (الف) استوانه ای (ب) مخروطی



شکل ۵ - ابعاد مینی اسکرو OSSH1810 از نوع Simple Head

روبروی مونتاژ استخوان‌های اسفنجی و کورتیکال را نشان می‌دهد. به این صورت می‌توان با تعریف نحوه تماس این دو سطح به گونه‌ای که کاملاً در تماس با یکدیگر باشند، داده‌های واقعی‌تری را از خروجی آنالیز به دست آورد. سپس مینی اسکرو به گونه‌ای درون استخوان اسفنجی و استخوان کورتیکال جانمایی شد که نوک فرو رونده مینی اسکرو دقیقاً منطبق بر انتهای شیار ایجاد شده در استخوان اسفنجی می‌باشد. همچنین جهت آنالیز تأثیر شکل هندسی مینی اسکرو بر روی تنش استخوان اطراف آن، سوراخ رزوه دار داخل استخوان کورتیکال در دو مدل استوانه‌ای و مخروطی و دقیقاً منطبق بر سطح دندان مینی اسکروی متناظر آن طراحی و مدل سازی گردید.

همانگونه که در شکل ۷ نشان داده شده است، مینی اسکرو با زاویه ۹۰ درجه نسبت به سطح بیرونی استخوان مندیبل درون استخوان‌های اسفنجی و کورتیکال مونتاژ شده است زیرا در زاویه ۹۰ درجه بحرانی‌ترین حالت از لحاظ میزان تنش حاصل شده را خواهیم داشت (۱۷).

گردید. ابتدا از استخوان‌های کورتیکال و اسفنجی یک مدل از نوع 3D, Deformable, Solid, Extrusion ساخته شد و ابعاد مقطع آن معادل ۵۰ میلی متر تعریف شد. سپس در مقطع استخوان کورتیکال یک سوراخ راه به در و در استخوان اسفنجی یک سوراخ کور همراه با شکل دقیق مشابه رزوه‌های مینی اسکرو به قطر ۱/۸ میلی متر ایجاد شد. جهت مدلسازی مینی اسکرو نیز ابتدا نصف مینی اسکرو طراحی شده، سپس حول محور عمودی ۳۶۰ درجه مدلسازی تکمیل و در نهایت مقطع رزوه‌ها بر روی مدل ایجاد شد.

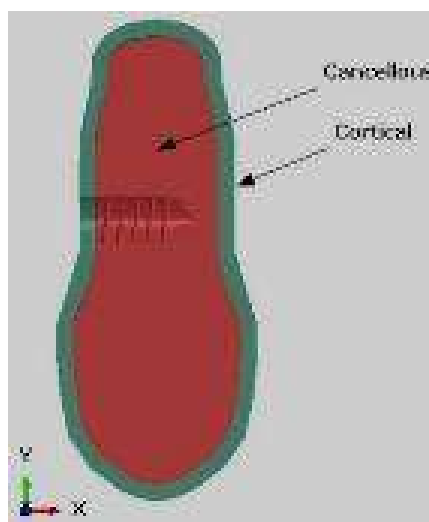
استخوان اسفنجی و استخوان کورتیکال به گونه‌ای مونتاژ شد که سطوح خارجی اسفنجی کاملاً منطبق بر سطوح داخلی کورتیکال بوده و سوراخ‌های ایجاد شده در آن کاملاً هم مرکز باشند. سپس مینی اسکرو به گونه‌ای داخل سوراخ استخوان اسفنجی وارد گردید که نوک انتهایی آن کاملاً در تماس و منطبق بر نوک انتهایی سوراخ داخل اسفنجی باشد و همچنین سطوح داخلی استخوان کورتیکال کاملاً در تماس با سطح خارجی استخوان اسفنجی می‌باشد. شکل ۶ مقطع برش خورده نمای

- شرایط مرزی و بارگذاری

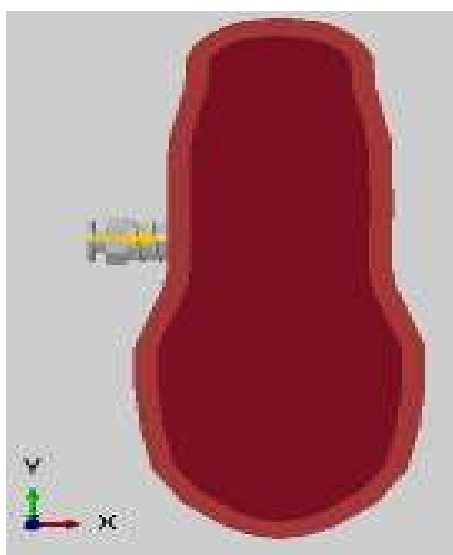
اعمال تورک

همانگونه که در شکل ۸ نشان داده شده است، تورک جاگذاری/خارج نمودن به کلگی مینی اسکرو اعمال گردید. قیود

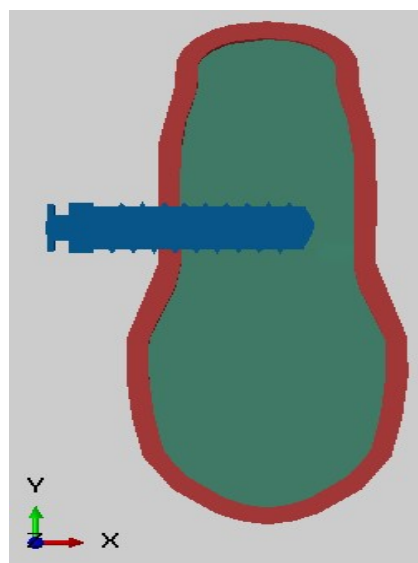
همان گونه که در شکل ۹ نشان داده شده است، قسمت‌های انتهایی دو طرف استخوان مندیبل شامل استخوان کورتیکال و استخوان اسفنجی کاملاً مقید شدند.



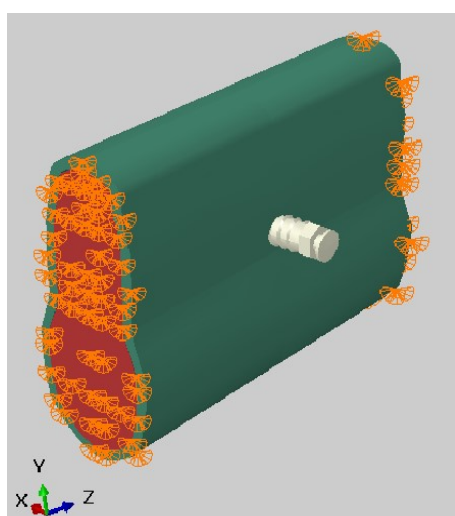
شکل ۶ - شماتیک برش خورده مونتاژ استخوان‌های کنسلوس و کورتیکال



شکل ۸- اعمال تورک جاگذاری/خارج نمودن



شکل ۷- شماتیک مونتاژ مینی اسکرو با زاویه ۹۰ درجه داخل استخوان مندیبل



شکل ۹- مقید نمودن دو انتهای استخوان مندیبل

جهت مدلسازی و آنالیز حالت جاگذاری مینی اسکرو فرض شد میزان ۲۰ درصد از دنداندهای مینی اسکرو به داخل استخوان مندیبل وارد شده باشد. همچنین جهت مدلسازی و آنالیز حالت خارج نمودن فرض گردید که میزان ۹۰ درصد از دنداندهای مینی اسکرو درون استخوان مندیبل قرار دارد (۲۱).

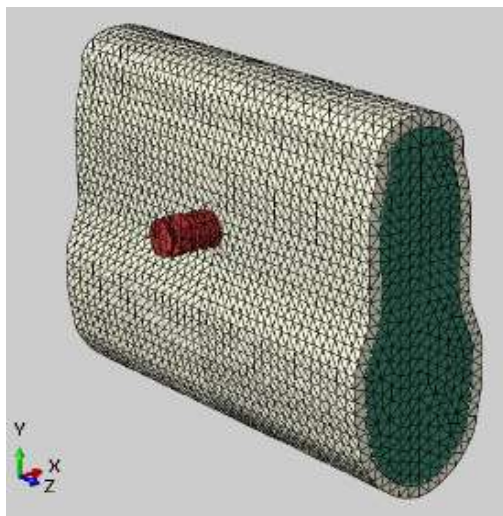
جدول ۵- تعداد و نوع مش هر قطعه

نام قطعه	تعداد مش	نوع مش
مینی اسکرو	۶۲۵۰	C3D10, Tetrahedral
استخوان اسفنجی	۱۴۸۴۰۴	C3D10, Tetrahedral
استخوان کورتیکال	۷۲۲۴۰	C3D10, Tetrahedral

تعداد ۱۰ مدل و جمعاً ۲۰ مدل طراحی و آنالیز گردید.

مش بندی

جهت مش ریزی بر روی مدل، با توجه به پیچیدگی‌های منحنی مقاطع مدل در هر قطعه بهترین نوع مش، مثلی می‌باشد که در مطالعه حاضر نیز مورد استفاده قرار گرفته است. در هر مدل پس از انجام هر تحلیل تست همگرایی مش جهت دستیابی به نتایج دقیق‌تر و صحیح‌تر صورت گرفت که نتایج نشان دهنده آنست که سایز مش ۰/۵ بهترین اندازه مش برای این منظور می‌باشد. در شکل ۱۰ مدل مش بندی کل مجموعه را مشاهده می‌نمایید. تعداد و نوع المان‌های هر قطعه در جدول ۵ گزارش شده است.



شکل ۱۰- شماتیک مش بندی مجموعه

یافته‌ها

نتایج حاصل از مدل‌سازی و تحلیل المان محدود ۶۰ مدل مختلف در این مطالعه استخراج گردید. کانتور تنش در استخوان و مینی اسکرو در شکل ۱۱ نمایش داده شده است.

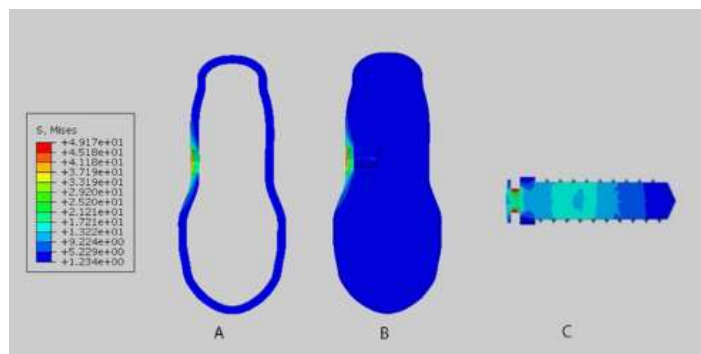
شرایط تماسی استخوان اسفنجی به گونه‌ای درون استخوان کورتیکال اعمال شد که سطوح داخلی استخوان کورتیکال کاملاً در تماس با سطح خارجی استخوان اسفنجی می‌باشد و به این جهت از قید تماسی استفاده شد زیرا به این صورت می‌توان داده‌های واقعی‌تری را از خروجی آنالیز به دست آورد. ضمناً در مکان نوک فرو رونده مینی اسکرو که دقیقاً منطبق بر انتهای شیار ایجاد شده در استخوان اسفنجی می‌باشد، نیز قید تماسی بین نوک فرو رونده مینی اسکرو و استخوان اسفنجی تعریف شد. همچنین قید تماسی بین رزوه داخل استخوان اسفنجی و دندان‌های مینی اسکرو در نظر گرفته شد.

تورک جاگذاری و خارج نمودن

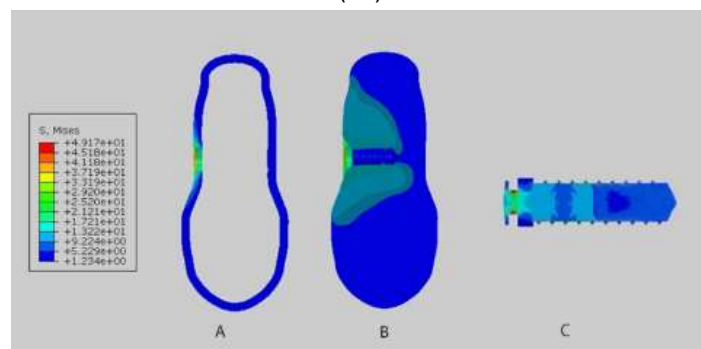
محدوده مجاز برای تورک اعمالی در حالت جاگذاری هنگامی که مینی اسکرو از نوع سیلندری باشد، بین $6/3$ تا $7/8$ نیوتن سانتی متر است در حالی که اگر مینی اسکرو از نوع مخروطی باشد، محدوده مجاز تورک جاگذاری از $8/3$ تا $9/2$ نیوتن سانتی متر خواهد بود. این در حالی است که محدوده مجاز تورک اعمالی در حین خارج نمودن مینی اسکرو برای نوع سیلندری از 3 تا $3/9$ نیوتن سانتیمتر و برای نوع مخروطی از $3/2$ تا $4/1$ نیوتن سانتی متر خواهد بود (۷). بهمین دلیل، برای هر حالت (جاگذاری/خارج نمودن) و هر شکل مینی اسکرو (استوانه‌ای/مخروطی) پنج مدل با در نظر گرفتن بحرانی‌ترین ضخامت استخوان اسفنجی (Type 1) و بحرانی‌ترین ضخامت استخوان کورتیکال (Type 5) و جمعاً ۲۰ مدل طراحی و آنالیز شد.

ضخامت استخوان اسفنجی/کورتیکال

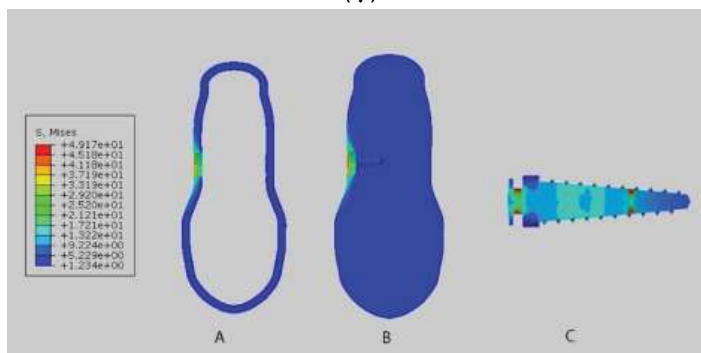
جهت بررسی تأثیر ضخامت استخوان اسفنجی/کورتیکال بر روی تنش استخوان مندیبل در اطراف مینی اسکرو، برای هر قسمت و شکل هندسی مینی اسکرو به صورت خاص، با اعمال میزان تورک جاگذاری $7/8$ نیوتن سانتی متر و در نظر گرفتن بحرانی‌ترین حالت برای استخوان اسفنجی/کورتیکال یعنی کمترین ضخامت (Type 5) برای هر کدام



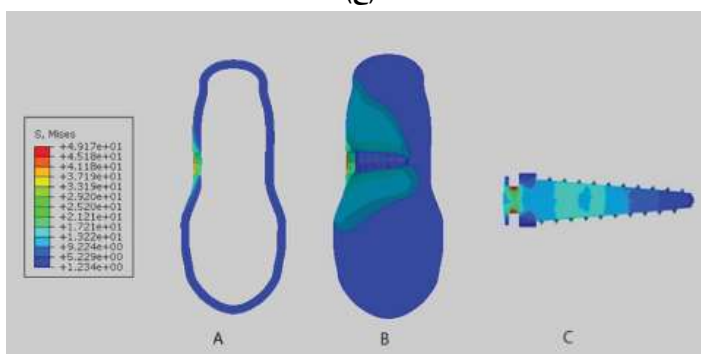
(الف)



(ب)

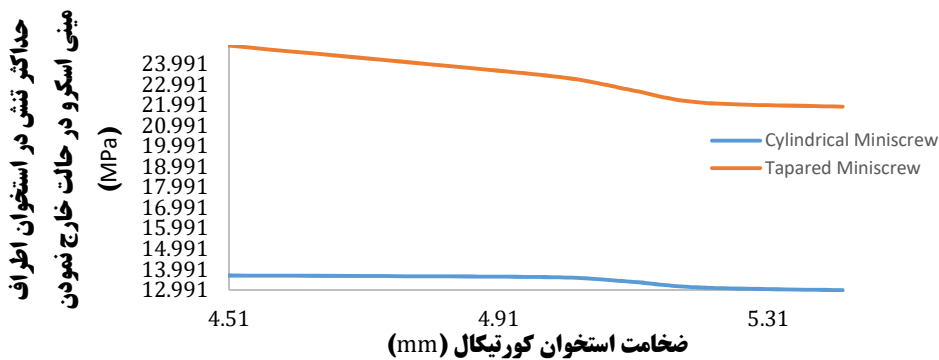
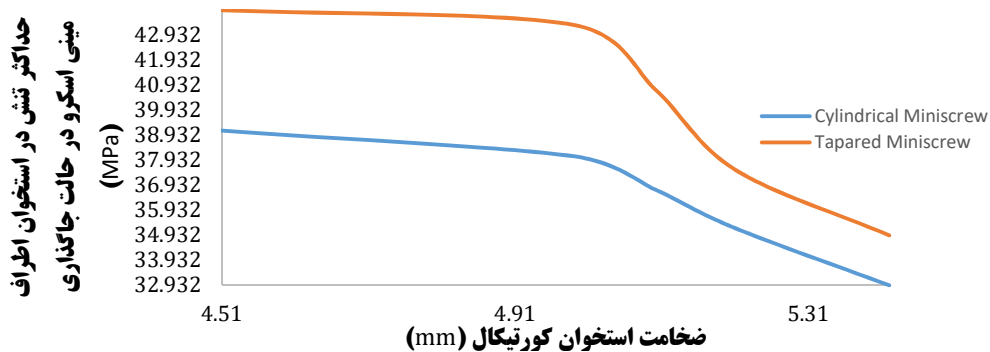
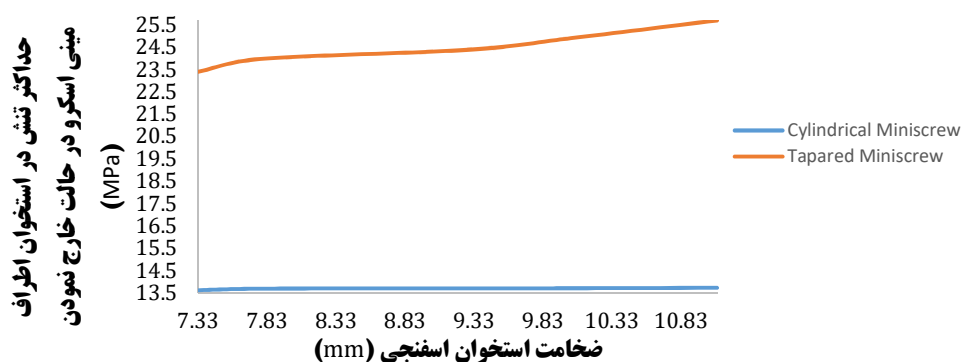
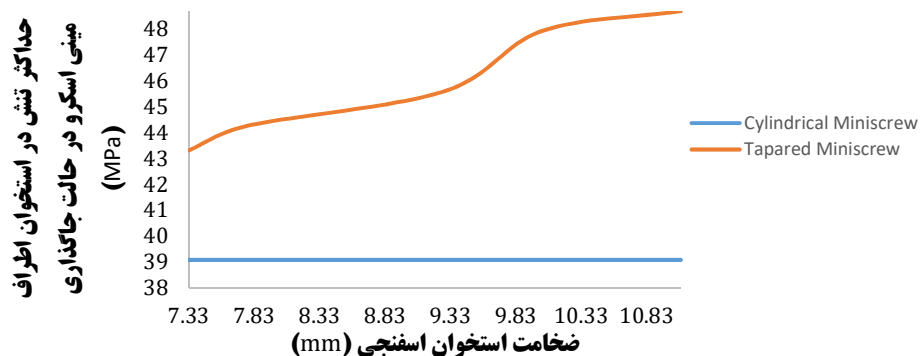


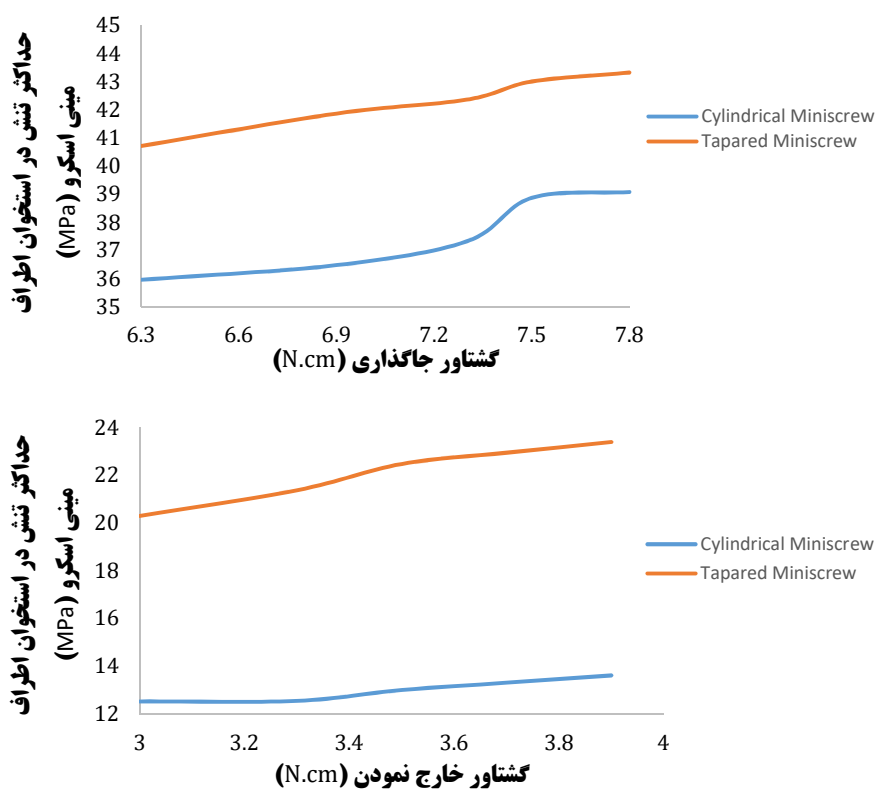
(ج)



(د)

شکل ۱۱- نتایج کانتور تنش در استخوان کورتیکال: (A)، اسفنجی: (B) و مینی اسکرو: (C) (الف) در حالت جاگذاری، مینی اسکرو استوانه‌ای شکل. (ب) در حالت خارج سازی، مینی اسکرو استوانه‌ای شکل. (ج) در حالت جاگذاری، مینی اسکرو مخروطی شکل. (د) در حالت خارج نمودن، مینی اسکرو مخروطی شکل





شکل ۱۲- نمودارهای نسبت تنش به ویژگی‌های مورد بررسی در دو نوع طراحی مینی اسکرو

تأثیر ضخامت استخوان اسفنجی در حالت جایگذاری یا خارج سازی بر تنش

نتایج نشان می‌دهد در حالت جایگذاری، با افزایش ضخامت استخوان اسفنجی میزان تنش در استخوان اطراف مینی اسکرو افزایش می‌یابد. افزایش تنش در مدل‌های دارای مینی اسکرو به شکل استوانه‌ای ناچیز بوده ولی در مدل‌های دارای مینی اسکروی مخروطی شکل این افزایش ناچیز نمی‌باشد. در مدل مینی اسکروی مخروطی شکل با افزایش ۵۱٪ ضخامت اسفنجی شاهد افزایش ۱۲ درصدی میزان حداکثر تنش خواهیم بود.

همچنین در حالت خارج نمودن، با افزایش ضخامت استخوان اسفنجی میزان حداکثر تنش در استخوان اطراف مینی اسکرو افزایش می‌یابد. در این حالت، افزایش تنش در مدل‌های دارای مینی اسکرو به شکل استوانه‌ای ناچیز بوده ولی در مدل‌های دارای مینی اسکروی مخروطی شکل این افزایش ناچیز نمی‌باشد.

خلاصه نمودارهای مقایسه داده‌ها در دو طراحی مینی اسکرو نیز در شکل ۱۲ نشان داده شده است.

تأثیر گشتاور جایگذاری و خارج سازی بر تنش در حالت جایگذاری مینی اسکرو، با افزایش میزان گشتاور جایگذاری، میزان تنش در استخوان اطراف مینی اسکرو افزایش می‌یابد و بالعکس. در حالتی که شکل مینی اسکرو مخروطی است، میزان تنش در استخوان اطراف مینی اسکرو نسبت به مینی اسکروی استوانه‌ای شکل، کمی حساس‌تر به تغییرات گشتاور جایگذاری است. با ۱۹٪ تغییر در گشتاور، تنش اطراف مینی اسکروی مخروطی ۱۰٪ و استوانه‌ای ۸٪ تغییر می‌کند. در حالت خارج سازی مینی اسکرو، با افزایش میزان گشتاور خارج سازی، میزان تنش در استخوان اطراف مینی اسکرو افزایش می‌یابد و بالعکس. در مینی اسکرو مخروطی، میزان تنش در استخوان اطراف مینی اسکرو نسبت به مینی اسکروی استوانه‌ای شکل، کمی حساس‌تر به تغییرات گشتاور خارج سازی است.

مطالعه انجام شده توسط Torabzadeh و همکاران (۲۳) بر روی ایمپلنت‌های ۱۱ میلی متری بود، که حداکثر میزان تنش در بیشترین میزان گشتاور جایگذاری شده مشاهده شد.

علاوه بر این، نتایج حاکی از آنست که تنش حداکثر در حالتی که شکل مینی اسکرو مخروطی است (نسبت به استوانه‌ای) حساس‌تر به تغییرات گشتاور جایگذاری است که این یافته همسو با مطالعه kim و همکاران (۲۴) و Lim و همکاران (۲۵) می‌باشد و علت این موضوع می‌تواند اتصال مستحکم و نزدیک بین استخوان و مینی اسکرو در شکل مخروطی مینی اسکرو باشد. Lim و همکاران (۲۵) پیشنهاد کردند مینی اسکروی مخروطی با قطر بالا در محل‌هایی با ضخامت استخوان کورتیکال کم و مینی اسکروی استوانه‌ای با قطر کم در میدپال‌تال ماگزبلا و ناحیه مولر مندیبل، که ضخامت استخوان کورتیکال بیشتری دارد، استفاده شود.

یافته‌های مطالعه حاضر نشان می‌دهد رابطه مستقیمی بین گشتاور خارج نمودن با میزان حداکثر تنش وجود دارد به علاوه، تنش در حالتی که شکل مینی اسکرو مخروطی است (نسبت به استوانه‌ای) کمی حساس‌تر به تغییرات گشتاور جایگذاری است. مطالعات ثابت کرده‌اند افزایش سطح تماس مینی اسکرو با استخوان، منجر به افزایش گشتاور خارج‌سازی می‌گردد و این یافته توسط Sutter و همکاران (۲۶) نیز تأیید شده است، که ایمپلنت‌هایی با شکل مخروطی گشتاور خارج‌سازی و ثبات اولیه بیشتری نشان داده‌اند.

بررسی نمودارهای آنالیز تنش استخوان اطراف مینی اسکرو در حین خارج نمودن آن در گشتاورهای مختلف، نشان داد میزان تنش در استخوان مینی اسکروی مخروطی تقریباً ۱/۶ برابر میزان آن در حین استفاده از مینی اسکروی استوانه‌ای است. یافته مطالعه حاضر با پژوهش‌های Cha و همکاران (۱۸) و Song و همکاران (۲۷) نیز همراستا بود.

ثبات اولیه مینی اسکرو ارتباط تنگاتنگی با ضخامت استخوان کورتیکال اطراف آن دارد (۲۸). آنالیز تنش با تغییر ضخامت استخوان کورتیکال نشان می‌دهد که ضخامت استخوان کورتیکال تأثیر عکس بر روی حداکثر تنش استخوان اطراف مینی اسکرو دارد. این مسئله می‌تواند بیانگر این قضیه باشد که با افزایش ضخامت استخوان کورتیکال، سطح تماس فعال مینی اسکرو بیشتر شده و در نتیجه تنش

تأثیر ضخامت استخوان کورتیکال در حالت جایگذاری یا خارج‌سازی بر تنش

در حالت جاگذاری، ضخامت استخوان کورتیکال رابطه عکس با میزان تنش دارد به گونه‌ای که هرچه ضخامت استخوان کورتیکال کمتر باشد، تنش در استخوان اطراف مینی اسکرو بیشتر خواهد بود. در حالتی که مینی اسکرو استوانه‌ای باشد، با کاهش تقریباً ۱۷٪ ضخامت کورتیکال شاهد افزایش ۱۹ درصدی میزان تنش در استخوان اطراف مینی اسکرو هستیم در حالیکه در مدل‌های دارای مینی اسکروی مخروطی شکل شاهد افزایش ۲۵ درصدی میزان حداکثر تنش خواهیم بود.

در حالت خارج نمودن نیز با افزایش ضخامت استخوان کورتیکال میزان حداکثر تنش در استخوان اطراف مینی اسکرو کاهش می‌یابد، یعنی نسبت عکس دارد. به گونه‌ای که میزان حساسیت تنش به ضخامت استخوان کورتیکال، در حالتی که مینی اسکرو مخروطی شکل باشد، بیشتر از مینی اسکروی استوانه‌ای شکل است به گونه‌ای که با افزایش تقریباً ۱۷ درصدی ضخامت کورتیکال، میزان تنش در استخوان اطراف مینی اسکروی استوانه‌ای و مخروطی به ترتیب ۵ و ۱۳ درصد کاهش خواهد یافت.

بحث و نتیجه گیری

مقایسه نتایج تنش در گشتاورهای مختلف جایگذاری نشان می‌دهد که استفاده از مینی اسکروی استوانه‌ای تنش کمتری نسبت به مینی اسکروی مخروطی در استخوان ایجاد خواهد نمود که این یافته همراستا با مطالعات Cha و همکاران (۱۸) و Ghorbanyjavadpour و همکاران (۲۱) و Quraishi و همکاران (۲۲) بود. گشتاور جایگذاری افزایش یافته در مینی اسکروهای مخروطی باعث افزایش ثبات اولیه در سه هفته اول لودینگ می‌شود، اما در ثبات ثانویه بعد از دوازده هفته تأثیر چشمگیری ندارد (۱۸). مینی اسکروهای غیرمخروطی نسبت به مینی اسکروهای مخروطی به علت انتهای پهن، نیازمند اعمال گشتاور جایگذاری بیشتری هستند تا بتوانند به استخوان نفوذ کنند، و همچنین مینی اسکروهای غیرمخروطی در گشتاور جایگذاری بسیار کمتری دچار شکست می‌شوند (۲۳).

همچنین بر اساس نتایج به دست آمده در این پژوهش، گشتاور جایگذاری رابطه مستقیم با میزان حداکثر تنش دارد. این یافته همراستا با

استخوان اسفنجی است. مطالعات Jasmin و همکاران (۳۱) و Ghorbanyjadpour و همکاران (۲۱) نیز نشان دادند عمده تنش در استخوان کورتیکال جذب شده و میزان کمی تنش به استخوان اسفنجی منتقل می‌گردد، بنابراین ضخامت استخوان اسفنجی تأثیر چشم‌گیری بر میزان تنش ندارد.

مطالعه حاضر با استفاده از آنالیز المان محدود به بررسی تأثیر پارامترهای شکل مینی اسکرو، ضخامت استخوان کورتیکال و اسفنجی، گشتاور جایگذاری و خارج‌سازی و ماکسیمم تنش پرداخت. مینی اسکروی مخروطی حداکثر تنش بالاتری نسبت به نوع استوانه‌ای به نشان داد و تغییرات تنش نسبت به تغییرات گشتاور در مینی اسکروی مخروطی بیشتر از استوانه‌ای بود. با افزایش ضخامت کورتیکال میزان حداکثر تنش افزایش می‌یابد، که این افزایش در مینی اسکروی مخروطی بیشتر است. افزایش ضخامت اسفنجی تأثیر ناچیزی بر پارامترهای تنش دارد. اطلاع از تأثیرات پارامترهای مذکور می‌تواند در زمینه انتخاب مینی اسکرو و پیش‌بینی تأثیرات آن بر بافت کمک کند.

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر مستخرج از پایان‌نامه دکتری تخصصی دانشکده دندانپزشکی خوراسگان به شماره 17512946503344115025162807740 و کد اخلاق IR.IAU.KHUISF.REC.1402.014 می‌باشد.

References:

- 1- Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield Jr JK, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res*. 2003;82(5):377-81.
- 2- Molina-Solana R, Yáñez-Vico RM, Iglesias-Linares A, Torres-Lagares D, Solano-Reina E. Miniscrew appliances and their use in orthodontics. *Open J Stomatology*. 2013;18;3(1):103-8.
- 3- Baghel S, Garg A, Sahu S, Verma N, Choudhary AS, Raghuvanshi S. Temporary Anchorage Devices-An Update. *IOSRJDMS*. 2019;3(1):37-46.
- 4- Singh N, Nagar A, Shukla P, Gupta S. A descriptive review on the use of skeletal anchorage in orthodontics (Part II). *IP Indian J Orthodont Dentofac Res*. 2024;9(4):222-6.
- 5- Moon CH. Pros and cons of miniscrews and miniplates for orthodontic treatment. *Temporary Anchorage Devices in Clinical Orthodontics*. 2020;731-8.
- 6- Assad-Loss TF, Kitahara-Céia FMF, Silveira GS, Elias CN, Mucha JN. Fracture strength of orthodontic mini-implants. *Dental Press J Orthod*. 2017;22(03):47-54.
- 7- Kuroda S, Tanaka E. Risks and complications of miniscrew anchorage in clinical orthodontics. *Japanese Dental Sci Review*.

را در سطح بیشتری منتشر کرده و باعث کاهش تمرکز تنش و همچنین کاهش حداکثر تنش اندازه‌گیری شده می‌شود. اثر مشابه این مسئله در مطالعات Pan و همکاران (۲۹) و Sakamaki و همکاران (۱۱) نیز مشاهده شد. همچنین مشاهده شد که تغییر ضخامت کورتیکال در حالتی که مینی اسکرو مخروطی باشد، تأثیر بیشتری بر روی تنش خواهد داشت. این یافته با نتایج مطالعه آزمایشگاهی Lim و همکاران (۲۵) و Song و همکاران (۲۷) همراستا بود.

آنالیز حساسیت تنش استخوان اطراف مینی اسکرو به ضخامت استخوان کورتیکال در حالت خارج نمودن مینی اسکرو نشان می‌دهد، رابطه مستقیمی بین افزایش ضخامت کورتیکال و تنش وجود دارد. به طور کلی قسمت عمده توزیع تنش در مینی اسکروها به استخوان کورتیکال وارد می‌شود و افزایش سطح تماس مینی اسکرو با کورتیکال می‌تواند منجر به توزیع تنش ایجاد شده گشته و از حداکثر تنش بکاهد. به دلیل اینکه ضریب یانگ استخوان اسفنجی بسیار کمتر از ضریب یانگ استخوان کورتیکال است بنابراین در شرایط یکسان نیرویی میزان تنش در استخوان کورتیکال بیشتر و در نتیجه بحرانی‌تر خواهد بود (۳۰).

مقایسه نتایج تغییرات ضخامت استخوان اسفنجی نشان دهنده آنست که ضخامت استخوان اسفنجی تأثیر چشمگیری بر میزان حداکثر تنش استخوان اطراف مینی اسکروی استوانه‌ای شکل ندارد. در حالی که تنش در اطراف استخوان مینی اسکروی مخروطی شکل، متاثر از ضخامت

2014;50(4):79-85.

8- Yoo SH, Park YC, Hwang CJ, Kim JY, Choi EH, Cha JY. A comparison of tapered and cylindrical miniscrew stability. *Eur J Orthod*. 2014;36(5):557-62.

9- Morgan EF, Unnikrisnan GU, Hussein AI. Bone mechanical properties in healthy and diseased states. *Ann Rev Biomed Eng*. 2018;20(1):119-43.

10- Weidling M, Heilemann M, Schoenfelder S, Heyde CE. Influence of thread design on anchorage of pedicle screws in cancellous bone: an experimental and analytical analysis. *Sci Rep*. 2022;12(1):8051.

11- Sakamaki T, Watanabe K, Iwasa A, Deguchi T, Horiuchi S, Tanaka E. Thread shape, cortical bone thickness, and magnitude and distribution of stress caused by the loading of orthodontic miniscrews: finite element analysis. *Sci Rep*. 2022;12(1):12367.

12- Lee DW, Park JH, Bay RC, Choi SK, Chae JM. Cortical bone thickness and bone density effects on miniscrew success rates: A systematic review and meta-analysis. *Orthod Craniofac Res*. 2021;24:92-102.

13- Papageorgiou SN, Zogakis IP, Papadopoulos MA. Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew

- implants: a meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142(5):577-95.
- 14- Choi SH, Hwang CJ. Factors affecting the failure of TADs and efforts to improve the biomechanical stability of TADs. *Temporary anchorage devices in clinical orthodontics.* 2020;61-7.
- 15- Al-Khatib AR, Hasan LA, Al-Hafidh NN. An overview on the applications of finite element analysis in orthodontic. *Al-Rafidain Dental J.* 2021;21(2):185-92.
- 16- Momin MA, Kurabayashi T, Yosue T. Quantitative and morphological evaluation of cancellous and cortical bone of the mandible by CT. *OMICS J Radiology.* 2013;3(1):1-5.
- 17- Lin TS, Tsai FD, Chen CY, Lin LW. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;143(2):182-9.
- 18- Cha JY, Takano-Yamamoto T, Hwang CJ. The effect of miniscrew taper morphology on insertion and removal torque in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(4):777-83.
- 19- Iwashita Y. Basic study of the measurement of bone mineral content of cortical and cancellous bone of the mandible by computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000;29(4):209-15.
- 20- Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;130(1):18-25.
- 21- Ghorbanyjavadvadpour F, Kazemi P, Moradinezhad M, Rakhshan V. Distribution and amount of stresses caused by insertion or removal of orthodontic miniscrews into the maxillary bone: A finite element analysis. *Int Orthod.* 2019;17(4):758-68.
- 22- Quraishi E, Sherriff M, Bister D. Peak insertion torque values of five mini-implant systems under different insertion loads. *J Orthod.* 2014;41(2):102-9.
- 23- Torabzadeh M, Amid R, Farhad SZ. Maximum Insertion Torque, Stress, and Strain in Bone during Insertion of Three Dental Implants with Different Macroscopic Designs: A Dynamic Finite-Element Analysis. *J Long-Term Effects of Medical Implants.* 2021;31(2):81-9.
- 24- Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants: mechanical and histologic properties. *Angle Orthod.* 2008;78(4):692-8.
- 25- Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod.* 2008;78(2):234-40.
- 26- Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodont Restorative Dent.* 1993;13(5).
- 27- Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod.* 2007;77(6):979-85.
- 28- Han W, Fang S, Zhong Q, Qi S. Influence of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration and Biofilm Attachment. *Coatings.* 2022;12(11).
- 29- Pan CY, Liu PH, Tseng YC, Chou ST, Wu CY, Chang HP. Effects of cortical bone thickness and trabecular bone density on primary stability of orthodontic mini-implants. *J Dent Sci.* 2019;14(4):383-8.
- 30- Hammah R, Curran J, Yacoub T. The influence of young's modulus on stress modelling results. In: *ARMA US Rock Mechanics/Geomechanics Symposium.* ARMA-06-995.
- 31- Jasmine MIF, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM. Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations:3-dimensional finite element analysis study. *Am J Orthod Dentofacial Orthoped.* 2012;141(1):71-80.