

Comparison of Stress Distribution in Implant-Supported Overdentures: Standard vs. Mini Implants

Fatemeh Javadi Moghaddam¹ 

Hadi Salimi² 

Farideh Sadat Mahdavi Anari³ 

Alireza Akhlaghi⁴ 

1. Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.

2. **Corresponding Author:** Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.
Email: hadisalimi@yahoo.com

3. Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.

4. Post-Graduate Student of Prosthodontics, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran

Abstract

Introduction: Mini implants are an alternative to standard implants for mandibular implant-supported overdentures. However, they may induce higher stress levels on the crestal bone. This finite element analysis (FEA) study aimed to evaluate the biomechanical behavior (stress distribution patterns) of mandibular overdentures supported by two standard implants or two mini implants.

Materials & Methods: In this descriptive study using the finite element analysis method, a CBCT scan was obtained from the mandible of a completely edentulous patient at the Faculty of Dentistry, Yazd, in 2022. After fabricating a complete denture, the denture was scanned. The mandibular 3D model was developed using Mimics software. Two standard implants (4.8 mm diameter, 12 mm length) and two mini implants (2.4 mm diameter, 12 mm length) were placed in the canine region to support the overdenture in two separate models. The biomechanical behavior (stress distribution) under unilateral and bilateral 100 N loading conditions was assessed.

Results: The stress exerted on overdentures supported by two mini-implants was calculated to be 214% higher under bilateral loading and 155% higher under unilateral loading compared to overdentures supported by two standard implants. The stress exerted on the bone in the two mini-implant model was 117% and 69% higher than in the two standard implant model under unilateral and bilateral loading conditions, respectively.

Conclusion: The use of standard implants instead of mini-implants is recommended for supporting mandibular implant-retained overdentures.

Key words: Finite Element Analysis, Mini Implants, Overdentures.

Received: 28.05.2025

Revised: 30.08.2025

Accepted: 30.09.2025

How to cite: Javadi Moghaddam F, Salimi H, Mahdavi FS, Akhlaghi A. Comparison of Stress Distribution in Implant-Supported Overdentures: Standard vs. Mini Implants. J Isfahan Dent Sch 2025; 21(3): 240- 52.

مقایسه‌ی توزیع تنش در دو نوع اوردنچر متکی بر ایمپلنت استاندارد و مینی

فاطمه جوادی مقدم^۱ IDهادی سلیمی^۲ IDفریده السادات مهدوی اناری^۳ IDعلیرضا اخلاقی^۴ ID

۱. استادیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران
 ۲. نویسنده مسئول: استادیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران. Email: hadisalimi@yahoo.com
 ۳. استادیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران.
 ۴. دستیار تخصصی گروه پروتزهای دندانی، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران

چکیده

مقدمه: مینی‌ایمپلنت‌ها به عنوان جایگزینی برای ایمپلنت‌های استاندارد در اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت فک پایین استفاده می‌شود. اما ممکن است تنش‌های بالاتری را در سطح استخوان کرستال نشان دهند. هدف از این مطالعه، المان محدود، ارزیابی رفتار بیومکانیکی (الگوی توزیع استرس) در اوردنچر فک پایین، مخاط، استخوان و ایمپلنت‌ها در اوردنچر متکی بر ۲ ایمپلنت استاندارد یا ۲ مینی‌ایمپلنت بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه‌ی توصیفی به روش تحلیلی، المان محدود، از فک پایین یک بیمار با بی‌دندانی کامل مراجعه‌کننده به دانشکده‌ی دندانپزشکی یزد در سال ۱۴۰۱، CBCT تهیه شد و پس از ساخت دنچر کامل، دنچر اسکن شد. مدل سه بعدی فک پایین در نرم‌افزار Mimics ایجاد شد و دو ایمپلنت استاندارد با قطر ۴/۸ و طول ۱۲ میلی‌متر و دو مینی‌ایمپلنت با قطر ۲/۴ و طول ۱۲ میلی‌متر در دو مدل جداگانه جهت ساپورت اوردنچر در ناحیه‌ی دندان کائین قرار داده شد. الگوی توزیع تنش تحت شرایط بارگذاری یک‌طرفه و دوطرفه با اعمال نیروی ۱۰۰ نیوتون مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: تنش وارد بر اوردنچر متکی بر دو مینی‌ایمپلنت در بارگذاری دوطرفه ۲۱۴ درصد و در بارگذاری یک‌طرفه ۱۵۵ درصد بیشتر از اوردنچر متکی بر دو ایمپلنت استاندارد محاسبه شد. تنش وارد بر استخوان نیز در مدل دو مینی‌ایمپلنت در شرایط بارگذاری یک‌طرفه و دوطرفه به ترتیب ۱۱۷ درصد و ۶۹ درصد بیشتر از مدل دو ایمپلنت استاندارد بود.

نتیجه‌گیری: استفاده از ایمپلنت استاندارد به جای مینی‌ایمپلنت برای پشتیبانی از اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت مندیبل پیشنهاد می‌شود.

کلید واژه‌ها: تحلیل المان محدود؛ مینی ایمپلنت؛ اوردنچر.

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۷/۰۸

تاریخ اصلاح: ۱۴۰۴/۰۶/۰۸

تاریخ ارسال: ۱۴۰۴/۰۳/۰۷

استناد به مقاله: جوادی مقدم فاطمه، سلیمی هادی، مهدوی اناری فریده‌السادات، اخلاقی علیرضا. مقایسه‌ی توزیع تنش در دو نوع اوردنچر متکی بر ایمپلنت استاندارد و مینی. مجله دانشکده دندانپزشکی اصفهان. ۱۴۰۴؛ ۲۱ (۳): ۲۴۰-۲۵۲.

مقدمه

اوردنچرهایی متکی بر ایمپلنت (Implant supported overdenture) به طور معنی داری کیفیت زندگی بیماران با بی دندانی کامل فک پایین را بالا می برد و اوردنچر با دو پایه ای ایمپلنت در فک پایین به عنوان حداقل درمان در بیمار با بی دندانی کامل فک پایین محسوب می شود (۱).

در ابتدا از مینی ایمپلنت ها به عنوان یک اقدام موقت استفاده می شد تا در نهایت با ایمپلنت های استاندارد جایگزین شوند، با این حال آن ها ثابت و ترمیم خوبی را فراهم کردند (۲). در سال ۱۹۹۷ مینی ایمپلنت ها توسط FDA برای استفاده ی طولانی مدت مورد تأیید قرار گرفتند و اخیراً برای فراهم کردن ثابت در دنچر کامل و پارسیل و همچنین برای بریج های ثابت استفاده می شوند (۲، ۳).

در مقایسه با ایمپلنت های استاندارد، مینی ایمپلنت ها مقرون به صرفه هستند (۴) و عوارض جراحی کمتری حین جایگذاری ایمپلنت بدون فلپ دارند (۵، ۶). همچنین این ایمپلنت ها می توانند در استخوان های با عرض باکولینگوالی کم بدون نیاز به پروسه ی پیوند استخوان قرار بگیرند. بنابراین استفاده از آن ها در بیماران مسن دارای بیماری های مزمن اهمیت بیشتری دارد (۶). میزان بقای مینی ایمپلنت ها ۹۴/۲ درصد گزارش شده است (۴). از آنجایی که مینی ایمپلنت ها یک تکه هستند خطر شل شدن پیچ وجود ندارد و تجمع میکروارگانیسم ها در بافت های اطراف ایمپلنت کمتر است (۷).

وجود دندان باعث می شود که نیروی فشاری (Compressive) و کششی (Tensile) بر استخوان اطراف وارد شود. این نیروها یک اثر پیزوالکتریک بر کریستال های هیدروکسی آپاتیت که قسمت اعظم ساختار غیر آلی استخوان را تشکیل می دهند، وارد می سازند. با از دست رفتن دندان ها، این اثر تحریکی از بین رفته و ترابکولاسیون و تراکم استخوان در آن قسمت کاهش می یابد. حدود ۲۵ درصد کاهش در عرض استخوان و ۴ میلی متر کاهش در ارتفاع در طول سال اول پس از کشیده شدن دندان رخ می دهد (۸). هنوز به طور کلینیکی امکان ارزیابی توزیع استرس /

استرین اوردنچر در سطح استخوان وجود ندارد. بنابراین می توان از دیگر روش های ارزیابی تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندانی شامل فتوالاستیک (Photoelastic) اجزای محدود (Finite element) و اندازه گیری کرنش روی سطوح استخوان استفاده کرد. در این میان روش اجزای محدود دارای مزایای فراوانی است. از جمله این مزایا می توان به قدرت ارائه ی دقیق هندسه های پیچیده، سهولت در تغییر و تصحیح مدل، نمایش وضعیت درونی تنش و سایر کمیت های مکانیکی اشاره کرد (۹، ۱۰). از این رو، هدف مطالعه ی حاضر، ارزیابی رفتار بیومکانیکی (الگوی توزیع استرس) در اوردنچر فک پایین، مخاط، استخوان و ایمپلنت ها در اوردنچر متکی بر ۲ ایمپلنت استاندارد یا ۲ مینی ایمپلنت بود.

مواد و روش ها

این مطالعه ی توصیفی - مقطعی به روش تحلیل المان محدود، در سال ۱۴۰۱ در دانشکده ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد انجام شد. برای این مطالعه از فک پایین یک آقای ۵۶ ساله کاندید استفاده از اوردنچر که هیچ گونه بیماری زمینه ای مؤثر بر استخوان نداشتند، تصویر CBCT تهیه شد و برای آنالیز استفاده شد. این مطالعه توسط کمیته ی اخلاق دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد با کد IR.SSU.DENTISTRY.REC.1401.054 ثبت شد.

با کمک تصاویر CBCT تهیه شده با فرمت دایکام، در نرم افزار میمیکس (Mimics Research 21; Materialise NV; Brussels, Belgium) بازسازی سه بعدی هندسه مندبیل بدون دندان انجام شد. بدین صورت که استخوان فک پایین با انتخاب محدوده ی مقادیر آستانه پیکسل ها (۲۲۶ تا ۲۱۵۴) از داده های اسکن شده تمام بافت های نرم و سخت استخراج شد. فک پایین نیز با برش دستی برخی از پیکسل های متقاطع برای ایجاد یک مدل سه بعدی از فک پایین از مجموعه جدا شد. با استفاده از دستور "Surface-offset" در نرم افزار 3-Matic، یک لایه مخاطی یکنواخت به ضخامت ۲ میلی متر بر روی مدل ۳ بعدی فک پایین تشکیل شد. سپس هندسه ابرنقاط با فرمت stl وارد

جداگانه مونتاژ گردید و مدل هندسی نهایی برای تمام حالات آماده شد.

در مرحله ی بعدی تعریف نوع آنالیز که بصورت Static structural بود انجام شد. سپس شرایط مرزی و بارگذاری به مدل ها اعمال شد که بصورت بار فشاری ۱۰۰ نیوتن روی سطح جوته دندان مولر اول به صورت یک طرفه و دو طرفه بود (۱۱). موقعیت های مختلف مورد مطالعه عبارت بودند از بارگذاری یک طرفه روی پروتز با ۲ ایمپلنت استاندارد، بارگذاری یک طرفه روی پروتز با ۲ ایمپلنت باریک، بارگذاری دوطرفه روی پروتز با ۲ ایمپلنت استاندارد و بارگذاری دوطرفه روی پروتز با ۲ ایمپلنت باریک.

همچنین سطح تحتانی مندیبل بصورت فیکس لحاظ شد. در مرحله ی بعدی به شبکه بندی مدل ها بصورت هرمی شکل (تراهدرال) با کیفیت پرداخته شد و پس از اتمام آنالیز حداکثر تنش فون میز و مقادیر کرنش ثبت شد. مقادیر استرس بالاتر ثبت شده در مجموعه نشان دهنده ظرفیت توزیع استرس کمتر در نوع ایمپلنت است و این به عنوان منطقی برای استفاده از این اطلاعات در یک موقعیت بالینی در نظر گرفته می شود. خواص مواد مدل طبق مطالعات گذشته تعریف شد (جدول ۱) (۷).

جدول ۱: اعمال خواص مکانیکی به اجزای مورد مطالعه

اجزای تشکیل دهنده	مواد	Young Modulus (GPa)	Poisson Ratio
اوردنچر	رزین اکریلیک	۸/۳	۰/۲۸
ایمپلنت	تیتانیوم	۱۱۰	۰/۳۵
Mucosa	Mucosa	۰/۶۸	۰/۴۵
استخوان فک پایین	استخوان فک پایین	۱۳/۶	۰/۲۶

یافته ها

کانتور توزیع تنش فون میز برای دو حالت اوردنچر متکی بر ایمپلنت های استاندارد و مینی تحت لود یک طرفه و دو طرفه ۱۰۰ نیوتون در تصاویر زیر مشخص است.

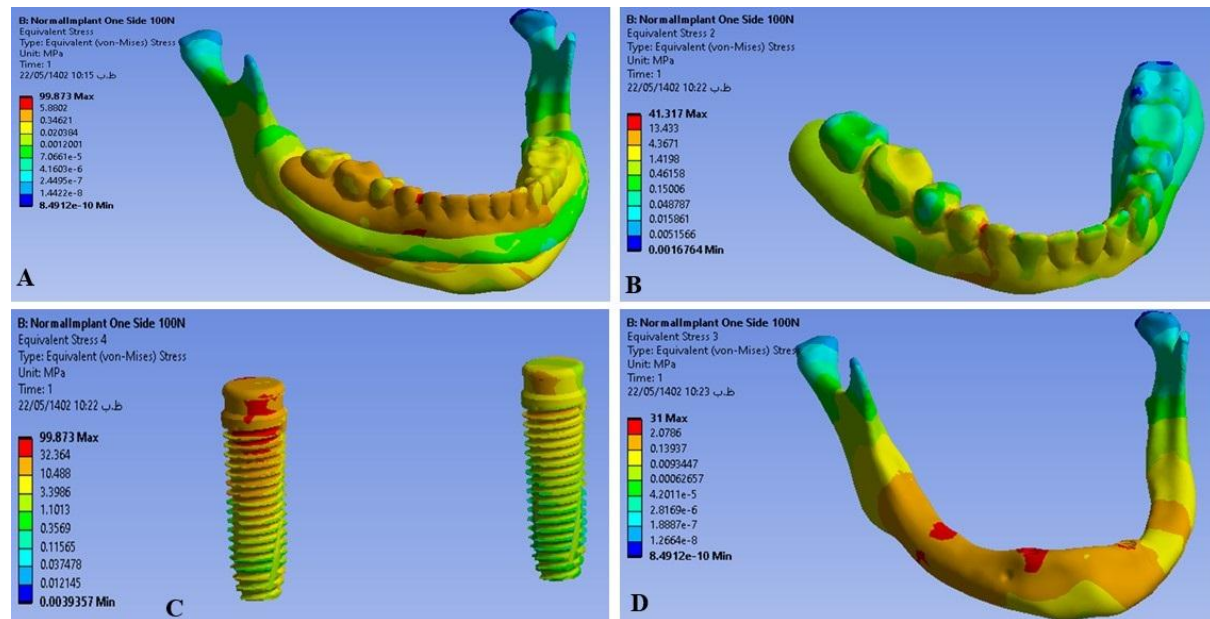
نرم افزار جئومجیک (Geomagic;3D Systems;South Carolina,United States) شد تا به حجم تبدیل گردد و با فرمت stp وارد نرم افزار انسیس (Ansys 20;Ansys Inc,Canonsburg ,Pennsylvania ,United States) شد. از بیمار قالب اولیه جهت ساخت تری اختصاصی گرفته شد. تری اختصاصی بوردر مولد شده، بیس و وکس ریم داخل دهان تنظیم شد و چیدن استاندارد دندان های اناتومیک تا مولر دوم به صورت بالانس اکلوزن انجام گردید. بدین صورت که پلن انسيزال قدامی فک بالا موازی مردمک ها، پلن خلفی موازی خط الاتراگوس بود و دندان های فک پایین در راس ریبج روی خطی که از نوک کانین تا وسط رترومولر پد کشیده می شود چیده شدند. در نهایت پروتز کامل فک پایین بیمار برای اطمینان از صحت آناتومی اکلوزال، گسترش مناسب فلنچ ها، گیر و ثبات مورد ارزیابی قرار گرفت. دنچر فک پایین بیمار توسط اسکنر داخل دهانی trios اسکن شده و فایل اسکن با فرمت دایکام ذخیره گردید. سطح بافتی پروتز به گونه ای تنظیم شد که به طور یکنواخت با لایه ی مخاطی (که با ضخامت یکنواخت ۲ میلی متری روی فک پایین طراحی شده بود) تماس داشته باشد و ضخامت بافت نرم یکنواخت در مدل بی دندان فک پایین حفظ شود.

جهت مدل سازی ایمپلنت ها از محصولات شرکت اشترومن استفاده شد. در این مطالعه از دو ایمپلنت استاندارد به طول ۱۲ و قطر ۴/۸ میلی متر و دو مینی ایمپلنت به طول ۱۲ و قطر ۲/۴ میلی متر استفاده شد. دو ایمپلنت استاندارد و دو ایمپلنت باریک با اتچمنت لوکیتور جداگانه جهت پایه گذاری اوردنچر داخل استخوان مندیبل در محل دندان های کانین کارگذاری شدند. تماس ها در اتچمنت های LOCATOR برای بازسازی رفتار مکانیسم گیر ضروری بوده و ایمپلنت ها کاملاً Osseointegrated در نظر گرفته شدند. هر دو حالت مورد مقایسه یعنی ایمپلنت های استاندارد و باریک در مدل های مجزا روی هندسه ی استخوان مونتاژ شدند و سپس هندسه اوردنچر روی هر دو مدل بصورت

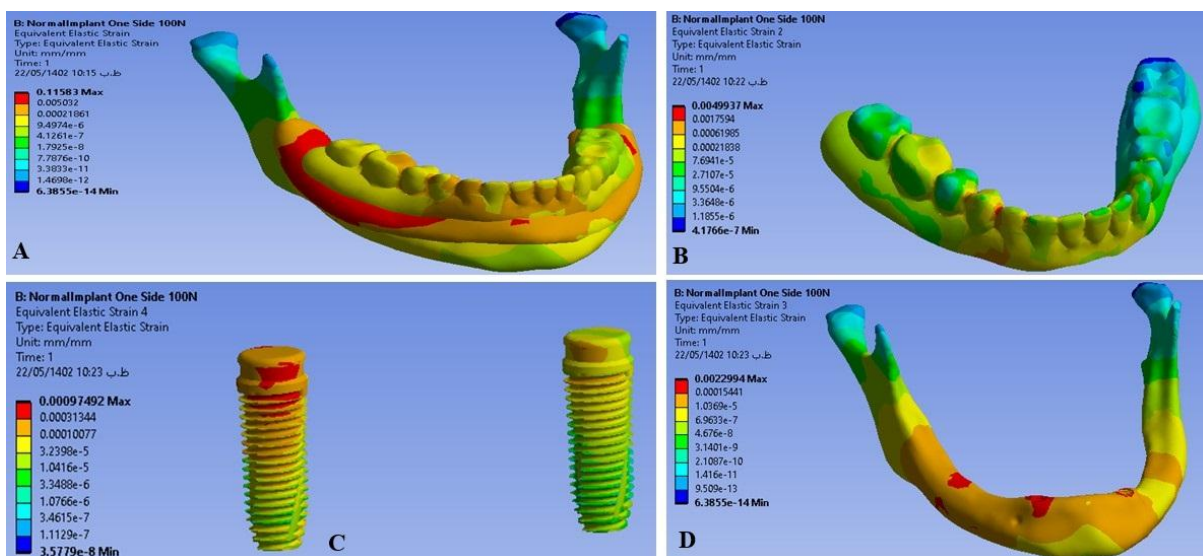
مدل حالت ایمپلنت استاندارد نیروی یک طرفه

۱۰۰ نیوتن

تنش فون میزز در قسمت اعمال بار یک طرفه در سمت راست بیمار بزرگتر از سمت چپ حاصل شده است. کمترین میزان استرس در مخاط با مدول الاستیسیته‌ی پایین تر وجود دارد (شکل ۱). بیشترین کرنش در قسمت مخاط رخ داده



شکل ۱: کانتور توزیع تنش فون میزز برای (آ) مجموعه کلی، (ب) اوردنچر، (ث) ایمپلنت، (د) استخوان، از مدل تحت بارگذاری یک طرفه با اوردنچر متکی بر دو ایمپلنت استاندارد



شکل ۲: کانتور توزیع کرنش برای (آ) مجموعه کلی، (ب) اوردنچر، (ث) ایمپلنت، (د) استخوان، از مدل تحت بارگذاری یک طرفه با اوردنچر متکی بر دو ایمپلنت استاندارد

شکل ۳ب، نواحی بیشترین تنش، شامل قسمت‌های اعمال بار (مولرهای اول دو طرف)، کانین‌های دو طرف (محل قرارگیری فیکسچر) و قسمت انسیزال دندان‌های سترال (به دنبال اعمال فشار ثانویه از طرف فیکسچرها) است. کمترین میزان تنش و کرنش در ناحیه‌ی دندان‌های پره مولر دوم و مولر دوم از هر دو سمت مشاهده شد (شکل ۴ب). تنش وارد شده بر فیکسچرها در قسمت یک سوم ابتدایی مدل‌ها بیشترین مقدار بود و کمترین میزان تنش در قسمت یک سوم انتهایی دیده می‌شود (شکل ۳ث و ۴ث). به دنبال بارگذاری متقارن و دوطرفه، تنش و کرنش وارد شده بر استخوان بصورت کاملاً قرینه و آینه‌ای شده است (شکل ۵د و ۴د).

مدل حالت مینی‌ایمپلنت نیروی یک طرفه ۱۰۰ نیوتن

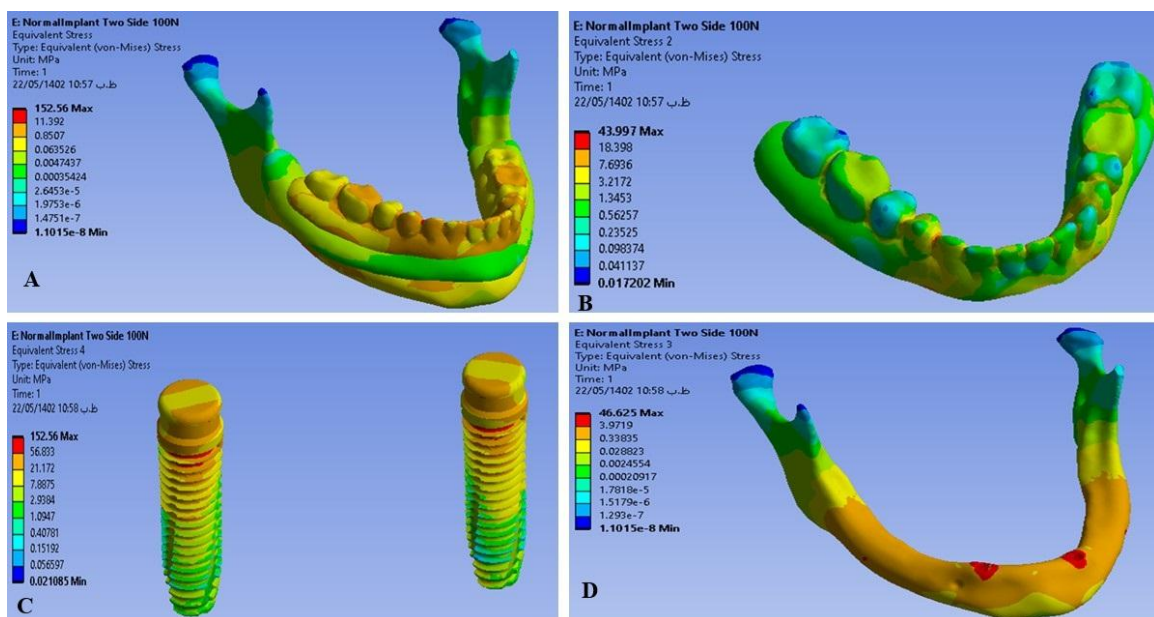
تنش وارد شده در قسمت‌های محل اعمال بار و محل قرارگیری مینی‌ایمپلنت و قسمت دندان‌های سترال و لترال اوردنچر مشاهده می‌گردد که بر خلاف ایمپلنت استاندارد می‌باشد (شکل ۵آ). مشابه حالت ایمپلنت استاندارد، بیشترین کرنش وارد شده در مخاط سمت راست بیمار، در محل اعمال بار است (شکل ۵آ). با بررسی تصاویر توزیع تنش و

در تمام اوردنچر با مدول الاستیسیته یکسان و خطی، ارتباط تنش و کرنش کاملاً هماهنگ بوده است. تنش وارد شده بر ایمپلنت در قسمت اتچمنت بیشترین میزان بوده و بخاطر خاصیت سپر تنشی که اتچمنت ایفا کرده باعث شده استرس کمتری به فیکسچر وارد شود، و رفتار کرنش، مشابه تنش بود (شکل ۱ و ۲).

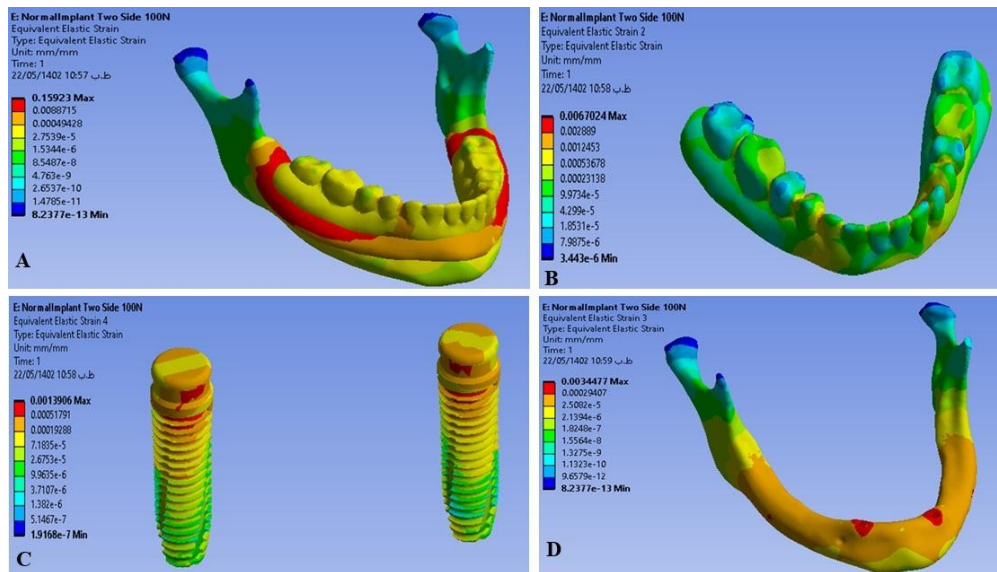
همان طور که در شکل ۱ و ۲ مشخص است، در قسمت کندها کمترین تنش مشاهده می‌گردد و حداکثر تنش در ناحیه‌ی کرسر ایمپلنت‌ها و محل اعمال نیرو وجود دارد. به دنبال اعمال بار یک طرفه به سمت راست، استرین وارد شده بر قسمت استخوان در برگیرنده‌ی فیکسچر سمت راست بصورت ماکزیمم بود.

مدل حالت ایمپلنت نرمال نیروی دو طرفه ۱۰۰ نیوتن

همان‌طور که در شکل ۳آ مشخص است، بر خلاف حالت بارگذاری یکطرفه توزیع تنش متقارن‌تری در این مدل ملاحظه می‌گردد. بیشترین کرنش وارد بر ناحیه مخاطی بین کانین تا مولر دوم در هر دو سمت می‌باشد و گسترش استرین بیشتر در ناحیه اعمال بار مشاهده می‌گردد (شکل ۴آ). طبق



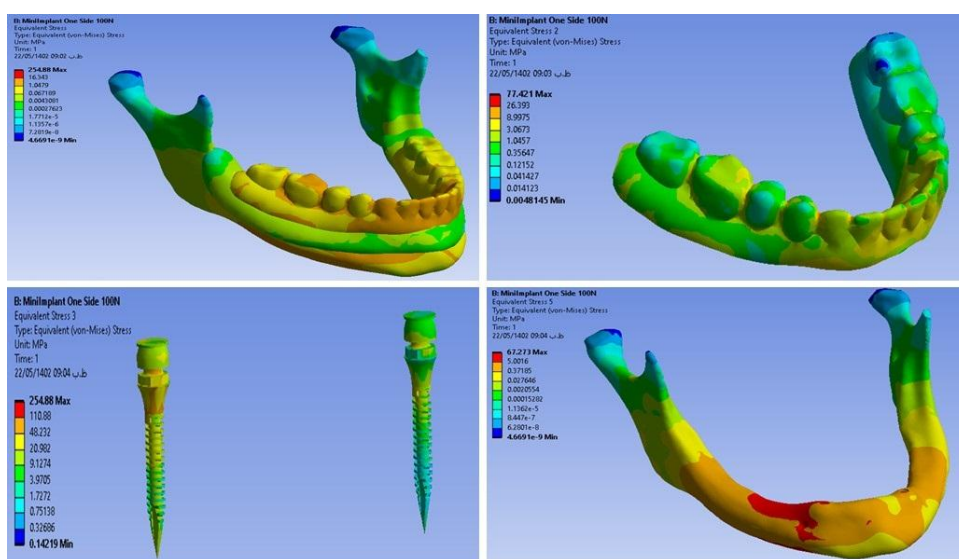
شکل ۳: کانتور توزیع تنش فون میزز برای (آ) مجموعه کلی، (ب) اوردنچر، (ث) ایمپلنت، (د) استخوان، تحت بارگذاری دو طرفه با اوردنچر متکی بر دو ایمپلنت استاندارد



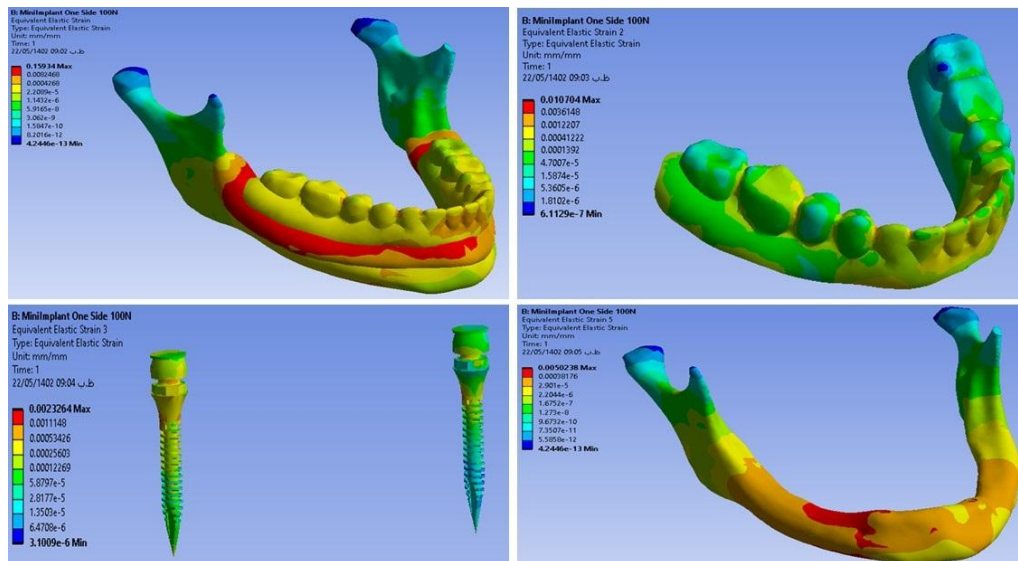
شکل ۴: کانتور توزیع کرنش برای (آ) مجموعه کلی، (ب) اوردنچر، (ث) ایمپلنت، (د) استخوان، تحت بارگذاری دو طرفه با اوردنچر متکی بر دو ایمپلنت استاندارد

ادامه داده است. بیشترین تنش و کرنش وارده بر قسمت neck مینی ایمپلنت سمت راست بیمار می باشد که نزدیک تر به محل اعمال بار بوده است و کمترین میزان در ناحیه ی یک سوم تحتانی مینی ایمپلنت دورتر مشاهده می گردد (شکل ۵ث و ۵ج). تنش و کرنش وارد شده بر استخوان برخلاف حالت بار دوطرفه بصورت کاملاً نامتقارن وارد شده است و بر خلاف حالت ایمپلنت استاندارد کانتور توزیع تنش در محل

کرنش (شکل ۵ب و ۵ج) ملاحظه می گردد که مقادیر پس از تجربه حالت ماکزیمم در قسمت دندان مولر اول سمت راست اوردنچر دارای آهنگ ملایم کاهشی بوده که پس از رسیدن به محل قرارگیری مینی ایمپلنت مجدداً مقدار افزایش پیدا کرده است تا قسمت کانین سمت چپ (محل قرارگیری مینی ایمپلنت) تقریباً ثابت بوده است و در نهایت مجدداً آهنگ کاهشی را تا قسمت دندان مولر دوم سمت چپ بیمار



شکل ۵: کانتور توزیع تنش فون میزز برای (آ) مجموعه کلی، (ب) اوردنچر، (ث) ایمپلنت، (د) استخوان، تحت بارگذاری یک طرفه با اوردنچر متکی بر دو مینی ایمپلنت



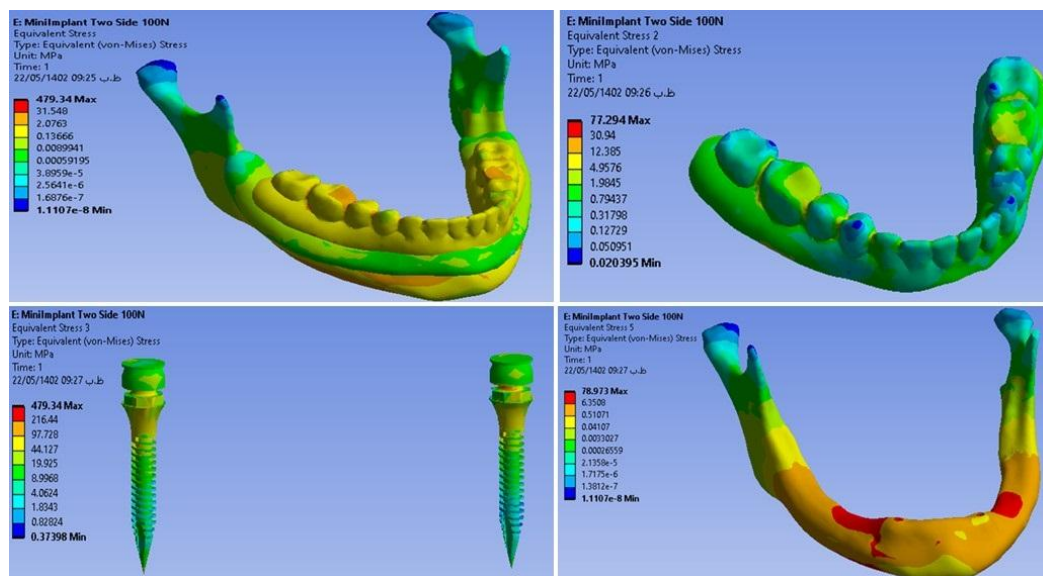
شکل ۶: کانتور توزیع کرنش برای (آ) مجموعه کلی، (ب) اوردنچر، (ث) ایمپلنت، (د) استخوان، تحت بارگذاری یک طرفه با اوردنچر متکی بر دو مینی ایمپلنت

آ، بیشترین میزان کرنش در مخاط حاصل شده است. کمترین میزان تنش و کرنش‌ها در ناحیه یک سوم انتهایی مینی ایمپلنت‌ها دیده می‌شود، در حالی که بیشترین این میزان در ناحیه گردن مینی ایمپلنت مشخص می‌باشد (شکل ۷ و ۸). بیشترین میزان تنش و کرنش وارد بر استخوان حذفاصل میان محل بارگذاری و موقعیت قرارگیری مینی ایمپلنت‌ها قابل مشاهده می‌باشد (شکل ۷ و ۸).

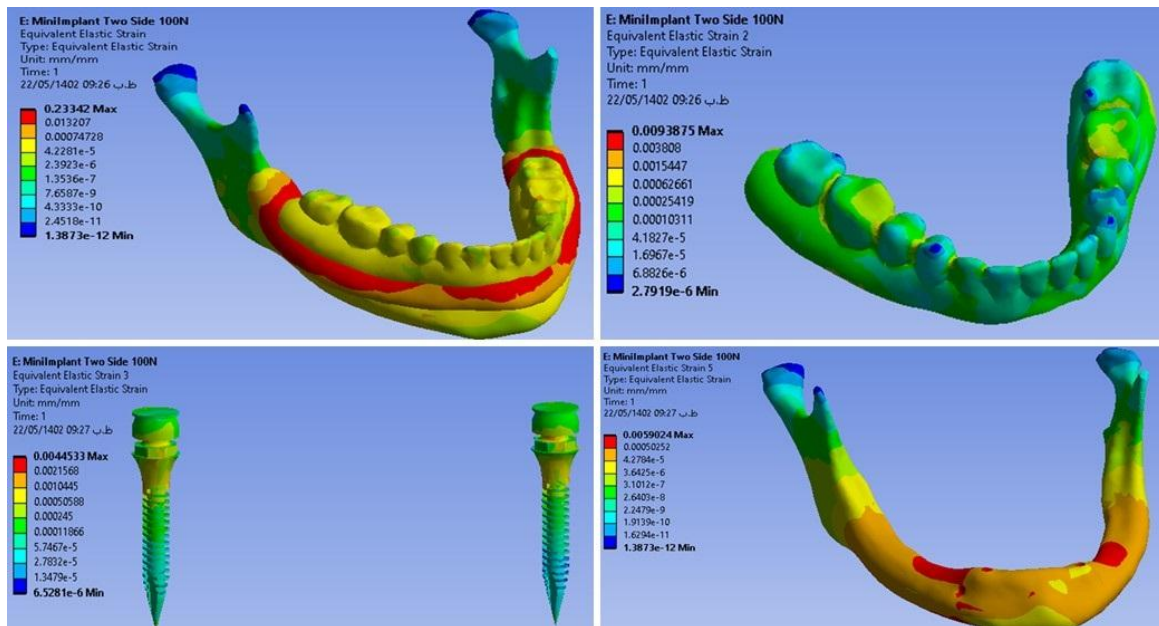
قرارگیری مینی ایمپلنت نزدیک‌تر به محل بارگذاری گستردگی بیشتر را تجربه نموده است (شکل ۵ و ۶).

مدل حالت مینی ایمپلنت نیروی دو طرفه ۱۰۰ نیوتن

بیشترین تنش وارد شده بر کاسپ مزبولینگوالی دندان‌های مولر اول دو طرف بوده و کمترین مقدار در قسمت کندیل‌های دو طرف وجود داشت (شکل ۹ و ۱۰). طبق تصویر



شکل ۷: کانتور توزیع تنش فون میزز برای (آ) مجموعه کلی، (ب) اوردنچر، (ث) ایمپلنت، (د) استخوان، تحت مدل تحت بارگذاری دو طرفه با اوردنچر متکی بر دو مینی ایمپلنت



شکل ۸: کانتور توزیع کرنش برای (آ) مجموعه کلی، (ب) اوردنچر، (ث) ایمپلنت، (د) استخوان، تحت مدل تحت بارگذاری دو طرفه با اوردنچر متکی بر دو مینی ایمپلنت

همانگونه که در جدول ۴ مشاهده می گردد، حداکثر تنش فون میز در کانکشن بین اتچمنت و اوردنچر در هنگام بارگذاری یکطرفه در مینی ایمپلنت سمت راست بیمار (محل اعمال بار) بوده و کمترین تنش فون میز در کانکشن سمت چپ بیمار (خلاف محل اعمال بار) بین اتچمنت و اوردنچر محاسبه شده است.

جدول ۴: مقایسه‌ی میزان ماکزیم تنش ایجاد شده در کانکشن بین اتچمنت و اوردنچر

مینی ایمپلنت	ایمپلنت استاندارد	آیتم
۴۸	۱۰	تنش در کانکشن سمت چپ بیمار در بارگذاری یکطرفه
۱۱۰	۳۲	تنش در کانکشن سمت راست بیمار در بارگذاری یکطرفه
۹۷	۳۶	تنش در کانکشن سمت چپ بیمار در بارگذاری دوطرفه
۹۷	۳۶	تنش در کانکشن سمت راست بیمار در بارگذاری دوطرفه

نتایج مربوط به ایمپلنت‌های مینی و استاندارد با بارگذاری یک طرفه و دو طرفه در جداول ۲ و ۳ ذکر شده است.

جدول ۲: نتایج مربوط به مینی ایمپلنت با بارگذاری یک طرفه و دو طرفه

	یک طرفه		دو طرفه	
	کرنش	تنش (MPa)	کرنش	تنش (MPa)
مدل کلی	۰/۱۵۹۳	۲۴۵/۸۸	۰/۲۳۳۴	۴۷۹/۳۴
استخوان	۰/۰۰۵	۶۷/۲۷۳	۰/۰۰۵۹	۷۸/۹۷
ایمپلنت	۰/۰۰۲۳	۲۵۴/۸۸	۰/۰۰۴۴	۴۷۹/۳۴
اوردنچر	۰/۰۱۰۷	۷۷/۴۲۱	۰/۰۰۹۳	۷۷/۲۹

جدول ۳: نتایج مربوط به ایمپلنت استاندارد با بارگذاری یک طرفه و دو طرفه

	یک طرفه		دو طرفه	
	کرنش	تنش (MPa)	کرنش	تنش (MPa)
مدل کلی	۰/۱۱۵۸	۹۹/۸۷	۰/۱۵۹۲	۱۵۲/۵۶
استخوان	۰/۰۰۲۲	۳۱	۰/۰۰۳۴	۴۶/۶۲۵
ایمپلنت	۰/۰۰۰۹۷	۹۹/۸۷۳	۰/۰۰۱۳	۱۵۲/۵۶
اوردنچر	۰/۰۰۴۹	۴۱/۳۱۷	۰/۰۰۶۷	۴۳/۹۹

اول اعمال شد. میزان بار اعمال شده مشابه مطالعه‌ی Meijer و همکاران بود که توزیع تنش را با استفاده از مدل دو بعدی فک پایین با ۲ ایمپلنت با اعمال بار عمودی ۱۰۰ نیوتن بررسی کردند (۱۳).

در این مطالعه، دو ایمپلنت در ناحیه‌ی دندان کانین قرار داده شد. محل دندان کانین به عنوان موقعیت مطلوب برای آوردنچرهای فک پایین متکی بر دو ایمپلنت در نظر گرفته می‌شود (۱۴).

ELsyad و همکاران، تأثیر موقعیت ایمپلنت را بر نتایج بالینی و رادیوگرافیک آوردنچرهای فک پایین دارای اتچمنت لوکیتور ارزیابی کردند و به این نتیجه رسیدند که موقعیت دندان کانین نسبت به پره مولرول ارجحیت دارد. زیرا با کاهش عمق پاکت اطراف ایمپلنت و تحلیل استخوان مارژینال کمتر پس از ۱ سال همراه بود (۱۵).

در مطالعه‌ی حاضر، از رزین پلی متیل متاکریلات (اکریلیک) به عنوان ماده بیس دنچر استفاده شد. با این حال، انواع مختلف بیس دنچر بر الگوی توزیع تنش در آوردنچر تأثیر می‌گذارند.

Gibreel و همکاران، یک بررسی سیستماتیک برای مطالعه اثر تقویت‌کننده فلزی داخل بیس بر رفتار مکانیکی پایه‌های آوردنچر ایمپلنت انجام دادند و دریافتند که فشارهای روی ساختارهای پشتیبان زیرین، از جمله ایمپلنت‌های دندان‌ی و ریج باقیمانده را می‌توان با استفاده از یک تقویت‌کننده‌ی فلزی کاهش داد و به طور یکنواخت توزیع کرد (۱۶).

Jofre و همکاران، آنالیز المان محدود و کارآزمایی بالینی را برای ارزیابی تحلیل استخوان مارژینال در ۲ نوع آوردنچر متکی بر مینی‌ایمپلنت اسپلینت نشده در مقابل آوردنچر متکی بر مینی‌ایمپلنت اسپلینت شده انجام دادند (۱۷). آنالیز المان محدود حداقل تنش اصلی (۱۸) مگاپاسکال را در استخوان اطراف مینی‌ایمپلنت‌های اسپلینت نشده نشان داد. در حالی که مطالعه‌ی حاضر در بارگذاری دو طرفه تنش ۷۸ مگاپاسکال پیرامون مینی‌ایمپلنت‌ها گزارش شد. این اختلاف در تنش‌های گزارش شده به دلیل تفاوت در

با توجه به نتایج حاصل شده میزان تنش و کرنش وارده بر مجموعه آوردنچر متکی بر دو ایمپلنت استاندارد کمتر از دو مینی‌ایمپلنت می‌باشد. همچنین تنش و کرنش وارده بر مجموعه در حالت بارگذاری دو طرفه بیشتر از بارگذاری یک طرفه مشاهده گردید. تنش در حالت اتکا بر دو مینی‌ایمپلنت با بارگذاری یک طرفه ۱۵۵ درصد بیشتر از حالت مشابه بارگذاری با دو ایمپلنت استاندارد حاصل شد. در حالت اتکا بر دو مینی‌ایمپلنت با بارگذاری دو طرفه ۲۱۴ درصد تنش بیشتری نسبت به حالت مشابه بارگذاری با دو ایمپلنت استاندارد متحمل شده است. تنش وارده بر استخوان در شرایط اتکای دو مینی‌ایمپلنت بیشتر از حالت‌های مشابه بارگذاری با اتکای آوردنچر بر دو ایمپلنت استاندارد بوده است. تنش وارده بر استخوان در حالت بارگذاری یک طرفه ۱۰۰ نیوتنی با اتکا بر دو مینی‌ایمپلنت ۱۱۷ درصد بیشتر از حالت بارگذاری مشابه با اتکای بر دو ایمپلنت استاندارد گزارش شد. همچنین تنش وارده بر استخوان در بارگذاری دو طرفه با اتکای بر دو مینی‌ایمپلنت ۶۹ درصد بیشتر از تنش وارده بر استخوان با دو ایمپلنت استاندارد بود. تنش وارده بر آوردنچر در حالت بارگذاری یک طرفه و با دو مینی‌ایمپلنت ۸۷ درصد بیشتر از حالت مشابه با دو ایمپلنت استاندارد مشاهده گردید. تنش وارده بر آوردنچر متکی بر دو مینی‌ایمپلنت با بارگذاری دو طرفه ۷۵ درصد بیشتر از تنش وارده بر آوردنچر متکی بر دو ایمپلنت استاندارد مشخص شد.

بحث

فرضیه‌ی صفر با توجه به تفاوت در الگوی توزیع تنش میان مدل‌های دارای ایمپلنت استاندارد و ایمپلنت مینی رد می‌شود. نیروهای جویدن در ناحیه‌ی مولر در پروتزهای کامل و آوردنچرهای متکی بر ایمپلنت از ۳۰ نیوتن تا ۱۹۰ نیوتن گزارش شده است (۱۲). در این مطالعه از تحلیل المان محدود (FEA) برای ارزیابی الگوهای توزیع تنش ایجاد شده در اجزای مرتبط با آوردنچر متکی بر ایمپلنت استفاده شد و بار ۱۰۰ نیوتن به صورت یک طرفه و دو طرفه به ناحیه‌ی مولر

میزان بارگذاری (۱۵۰ نیوتن در مطالعه‌ی Jofre و همکاران و ۱۰۰ نیوتن در مطالعه‌ی حاضر) بوده است.

مطالعه‌ی المان محدود Chang و همکاران جهت مقایسه‌ی تنش اطراف ۴ مینی‌ایمپلنت و ۴ ایمپلنت استاندارد با انچمنت بال نشان داد که استفاده از مینی‌ایمپلنت‌ها برای حمایت از اوردنچر ممکن است منجر به تغییر شکل استخوان بیش از مقادیر فیزیولوژیکی شود (۱۸). هم راستا با نتایج مطالعه‌ی Chang و همکاران، این واقعیت که استفاده از مینی‌ایمپلنت منجر به کرنش بیشتر می‌شود در این مطالعه تأیید شد. مطابق یافته‌های مطالعه‌ی حاضر و جداول ۳-۱ تا ۳-۴ گزارش شده است که استرین وارد شده بر استخوان بیش از دو برابر استرین وارد شده بر حاضر ایمپلنت استاندارد در مراحل مشابه بارگذاری بود.

خواص مواد مورد استفاده برای این مطالعه، با سایر مطالعات مطابقت داشت. ایمپلنت‌ها به دلیل محدودیت‌های نرم‌افزاری، به عنوان خطی الاستیک، برخلاف الاستوپلاستیک، مدل‌سازی شدند. یک ماده الاستیک دارای یک رابطه‌ی تنش-کرنش خطی است، در حالی که یک ماده الاستوپلاستیک دارای یک جزء الاستیک خطی و همچنین یک بخش پلاستیکی غیرخطی است. مدل‌سازی الاستیک خطی اجازه می‌دهد تنش به طور نامحدود افزایش یابد، در حالی که در واقعیت تنش به حد الاستیک می‌رسد و سپس ماده به صورت پلاستیک تغییر شکل می‌دهد. این باعث می‌شود که تنش‌ها به صورت خطی افزایش پیدا نکنند. به همین دلیل، تنش‌های نشان داده شده در این مدل ممکن است در مقایسه با آنچه که از نظر بالینی دیده می‌شود، اندکی متفاوت باشد.

در هر دو بارگذاری یک طرفه و دو طرفه، تنش روی مینی‌ایمپلنت‌ها کمتر از مقادیر استحکام مینی‌ایمپلنت‌ها بود، که نشان می‌دهد، بر اساس مدل استفاده شده، آنها در معرض خطر شکستگی نیستند. تنش روی مینی‌ایمپلنت در بارگذاری دوطرفه در بحرانی‌ترین حالت گزارش شد.

در مطالعه‌ی حاضر تنش در مجاورت استخوان کرسنال

حداکثر بود که با نتایج مطالعه‌ی Topkaya و همکاران مطابقت داشت (۱۹).

تنش وارد شده بر ناحیه‌ی neck مینی‌ایمپلنت در محدوده‌ی ۹۷/۷۲۸ مگاپاسکال بود که بیشترین و بحرانی‌ترین مقدار است اما با توجه به تنش تسلیم تیتانیوم که ۲۴۱ مگاپاسکال می‌باشد در ناحیه ایمن قرار دارد. این نشان می‌دهد که بر اساس مدل مورد استفاده، مینی‌ایمپلنت‌ها در معرض بارگذاری‌های شدیدتر ممکن است در معرض خطر شکستگی قرار گیرند و تحت بارگذاری زیاد نیرو ممکن است تنش وارد شده بر ناحیه‌ی neck مینی‌ایمپلنت تا محدوده‌ی تنش تسلیم تیتانیوم بالا برود.

مطالعه‌ی Solberg و همکاران در سال ۲۰۱۷ که بر روی پنج مینی‌ایمپلنت در ناحیه اینترافورامینال انجام شد، نشان داد که حداکثر تنش روی مینی‌ایمپلنت‌ها کمتر از ۱۵ مگاپاسکال بود که کمتر از مطالعه‌ی حاضر بوده و این مسأله اهمیت تعداد پایه‌های بیشتر را جهت کاهش قابل ملاحظه‌ی تنش نشان می‌دهد (۲۰).

بسیاری از بیماران و دندانپزشکان از ایده استفاده از مینی‌ایمپلنت برای حمایت از اوردنچر فک پایین به دلیل مزایای آن استقبال می‌کنند. این مطالعه نشان می‌دهد که دندانپزشکان باید هنگام استفاده از مینی‌ایمپلنت‌ها برخلاف ایمپلنت‌های استاندارد، با احتیاط عمل کنند. تحقیقات در مورد موفقیت طولانی‌مدت و بقای مینی‌ایمپلنت‌ها محدود است، اما این مطالعه نشان داد که مینی‌ایمپلنت‌ها ممکن است در معرض خطر شکستگی باشند. علاوه بر خطر شکستگی، این احتمال وجود دارد که تحلیل استخوان کرسنال بر اساس مقادیر بالای کرنش در استخوان اطراف ایمپلنت، هنگام استفاده از ۲ مینی‌ایمپلنت مشاهده شود. استفاده از مینی‌ایمپلنت به عنوان پشتیبان منجر به تنش بیشتر و در نتیجه کرنش بیشتر می‌شود. اگر تحلیل استخوان اتفاق بیفتد، سطح تماس با استخوان را بیشتر کاهش می‌دهد و منجر به نیروهای بیشتر، از دست دادن استخوان بیشتر و شکست پیشرونده می‌شود. به طور کلی، پزشک باید شرایط بیمار، از جمله

خاص خود را دارد. مدل فقط می‌تواند نتایجی به اندازه‌ی مجموعه مفروضاتی که برای ایجاد آن استفاده شده است، از جمله شرایط مرزی، شرایط بار و خواص مواد، تولید کند. در این مطالعه شرایط بارگذاری شامل بارگذاری یک طرفه و دو طرفه به میزان ۱۰۰ نیوتن روی مولر اول برای شبیه‌سازی نیروی جویدن بود، اما مقادیر بارگذاری با برخی مطالعات دیگر متفاوت است. این ناهمگونی بین بارگذاری مدل، مقایسه مدل‌ها را دشوار می‌کند، زیرا بار مستقیماً بر تنش‌ها و کرنش‌های دیده شده در مدل‌ها تأثیر می‌گذارد.

نتیجه‌گیری

درک اینکه چگونه استفاده از مینی‌ایمپلنت برای حمایت از آوردنچر روی استخوان و خود مینی‌ایمپلنت‌ها تأثیر می‌گذارد، برای استفاده ایمن و مؤثر از آن‌ها به صورت بالینی بسیار مهم است.

طبق یافته‌های حاصل از این مطالعه‌ی المان محدود با توجه به مقادیر تنش و کرنش بسیار بالاتر وارده بر مجموعه متکی بر دو مینی‌ایمپلنت نسبت به حالت استاندارد و با توجه به اینکه تنش بیشتر باعث آسیب، بعد از مدتی استفاده خواهد شد و همچنین باعث شکست خوردن طرح درمانی می‌گردد، باید استفاده از مینی‌ایمپلنت‌ها به عنوان پایه‌ی آوردنچر با احتیاط صورت گیرد و به سایر فاکتورها از جمله مقادیر نیروی اعمال شده توسط بیمار توجه ویژه شود.

سپاسگزاری

این مقاله منتج از پایان‌نامه با شماره طرح تحقیقاتی ۱۳۷۱۱ مصوب دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد است.

استخوان موجود و میزان نیروی اکلوزال را قبل از توصیه به مینی‌ایمپلنت به عنوان پایه آوردنچر در نظر بگیرد.

تنش بسیار بالاتر در مینی‌ایمپلنت‌ها نسبت به ایمپلنت‌های استاندارد می‌تواند به دلیل هندسه مینی‌ایمپلنت و وجود نواحی دارای سطح مقطع باریک باشد که باعث به وجود آمدن تنش‌های نسبتاً بالایی می‌گردد. این امر نیروهای بیشتری را بر روی استخوان‌ها وارد می‌کند و در نتیجه در استفاده طولانی‌مدت آسیب‌های بیشتری ایجاد می‌کند. همچنین ایمپلنت‌ها به صورت الاستیک مدل‌سازی شدند، در حالی که در واقع مواد الاستوپلاستیک هستند. مدل‌سازی الاستیک اجازه می‌دهد تا تنش‌ها، زمانی که در واقعیت، تغییر شکل پلاستیک اجازه افزایش آن‌ها را نمی‌دهد، افزایش یابد.

پیشنهاده‌ها

مطالعه‌ی حاضر نشان داده است که در صورت استفاده از مینی‌ایمپلنت برای ساپورت آوردنچر فک پایین، احتمال اثرات منفی وجود دارد. افزودن مدل بالینی یک پیشرفت قطعی در مدل فعلی خواهد بود زیرا با دقت بیشتری نحوه‌ی توزیع نیروها را در یک سناریوی بالینی نشان می‌دهد. علاوه بر این، مدل‌سازی ایمپلنت‌ها به عنوان یک ماده الاستوپلاستیک نیز نتایج بالینی دقیق‌تری ارائه می‌دهد. مطالعات آتی بیشتر می‌تواند بر روی مقایسه‌ی تعداد مینی‌ایمپلنت‌ها با تعداد ایمپلنت‌های با اندازه‌ی استاندارد تمرکز کند. همچنین مقایسه با شرایط بارگذاری متفاوت در محدوده‌ی بالاتر از ۱۰۰ نیوتن جهت سنجش رفتار استخوان و مینی‌ایمپلنت‌ها پیشنهاد می‌شود.

این مطالعه دارای محدودیت‌های مختلفی بود. اولاً، مدل‌سازی نرم افزاری همیشه مجموعه‌ای از محدودیت‌های

References

1. Das KP, Jahangiri L, Katz RV. The first-choice standard of care for an edentulous mandible: A Delphi method survey of academic prosthodontists in the United States. J Am Dent Assoc 2012; 143(8): 881-9.
2. Jackson BJ. Fixed partial denture treatment with mini dental implants. J Oral Implantol 2014; 40(6): 744-50.
3. Flanagan D, Mascolo A. The mini dental implant in fixed and removable prosthetics: a review. J Oral Implantol 2011; 37: 123-32.

4. Sohrabi K, Mushantat A, Esfandiari S, Feine J. How successful are small-diameter implants? A literature review. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(5): 515-25.
5. Shatkin TE, Shatkin S, Oppenheimer BD, Oppenheimer AJ. Mini dental implants for long-term fixed and removable prosthetics: a retrospective analysis of 2514 implants placed over a five-year period. *Compend Contin Educ Dent* 2007; 28(2): 92-9; quiz 100.
6. Preoteasa E, Meleşcanu-Imre M, Preoteasa CT, Marin M, Lerner H. Aspects of oral morphology as decision factors in mini-implant supported overdenture. *Rom J Morphol Embryol* 2010; 51(2): 309-14.
7. Patil PG, Seow LL, Uddanwadikar R, Ukey PD. Biomechanical behavior of mandibular overdenture retained by two standard implants or 2 mini implants: a 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2021; 125(1): 138. e1-e8.
8. El Osta N, El Osta L, Moukaddem F, Papazian T, Saad R, Hennequin M, et al. Impact of implant-supported prostheses on nutritional status and oral health perception in edentulous patients. *Clin Nutr ESPEN* 2017; 18: 49-54.
9. El-Anwar MI, Yousief SA, Soliman TA, Saleh MM, Omar WS. A finite element study on stress distribution of two different attachment designs under implant supported overdenture. *Saudi Dent J* 2015; 27(4): 201-7.
10. Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol* 1993; 38(6): 491-6.
11. García-Braz SH, Prados-Privado M, Zanatta LCS, Calvo-Guirado JL, Prados-Frutos JC, Gehrke SA. A finite element analysis to compare stress distribution on extra-short implants with two different internal connections. *J Clin Med* 2019; 8(8): 1103.
12. Sharma AJ, Nagraath R, Lahori M. A comparative evaluation of chewing efficiency, masticatory bite force, and patient satisfaction between conventional denture and implant-supported mandibular overdenture: An: in vivo study. *J Indian Prosthodont Soc* 2017; 17(4): 361-72.
13. Meijer H, Kuiper J, Starmans F, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68(1): 96-102.
14. Šćepanović M, Calvo-Guirado JL, Marković A, Delgado-Ruiz R, Todorović A, Miličić B, et al. A 1-year prospective cohort study on mandibular overdentures retained by mini dental implants. *Eur J Oral Implantol* 2012; 5(4): 367-79.
15. ELSyad MA, Maryod WH, Mostafa AZ. Effect of implant position on clinical and radiographic outcomes of locator-retained mandibular overdentures: a 1-year prospective study. *J Prosthodont* 2019; 28(2): e699-e704.
16. Gibreel MF, Khalifa A, Said MM, Mahanna F, El-Amier N, Närhi TO, et al. Biomechanical aspects of reinforced implant overdentures: a systematic review. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 91: 202-11.
17. Jofre J, Cendoya P, Muñoz P. Effect of splinting mini-implants on marginal bone loss: a biomechanical model and clinical randomized study with mandibular overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(6): 1137-44.
18. Chang S-H, Huang S-R, Huang S-F, Lin C-L. Mechanical response comparison in an implant overdenture retained by ball attachments on conventional regular and mini dental implants: a finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2016; 19(8): 911-21.
19. Topkaya T, Solmaz MY. The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *J Biomech* 2015; 48(10): 2102-9.
20. Solberg K, Heinemann F, Pellikaan P, Keilig L, Stark H, Bourauel C, et al. Finite element analysis of different loading conditions for implant-supported overdentures supported by conventional or mini implants. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2017; 20(7): 770-82.