

Investigating the Effect of Different Implant-Abutment Connection Angles on the Stress Distribution of the Implant System Using the Finite Element Method

Mojtaba Azarian Borujeni ¹ 

Farshad Bajoghli ² 

Farbod Manshaee ³ 

Farshad Nadian ³ 

Mahmoud Sabouhi ⁴ 

1. Department of Prosthetic Dentistry, School of Dentistry, Isfahan Islamic Azad University, Isfahan (Khorasgan) Branch, Isfahan, Iran.

2. Department of Prosthodontics, Dental Implant Research Center, Dental Research Institute, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

3. Postgraduate Student, Dental Students' Research Committee, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

4. **Corresponding Author:** Associate Professor, Department of Prosthodontics, Dental Implant Research Center, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
Email: sabouhi@dnt.mui.ac.ir

Abstract

Introduction: Titanium implants are widely used due to their mechanical properties in jawbones. Many studies have shown the success of dental implants in the treatment of edentulous and partially edentulous mandible and maxilla.

Materials & Methods: Three types of implant-abutment internal hexagonal connections with angles of 8, 11, and 16 degrees were designed for this study. All the samples had identical dimensions except the angle of connection. Ceno-Bonemodells were designed and built based on CBCT from mandible by CAD-CAM with dimensions of 20 mm height, 10 mm crowding, and 10 mm buccolingual. The implant-abutment set was placed within the designed block. All samples were put under occlusal vertical force 200N (load type1) and non-vertical force 200N with an angle of about 15 buccolingual degrees (Load type2) and applied precisely to the center of the occlusal crown. Each model was analyzed according to the material characteristics used, and the obtained Von Miss Stress was recorded.

Results: Except for the implant and the connection angle of 8 degrees, in other cases, increasing the angle of applied force increased maximum stress values. By increasing the connection angle in axial force and angular force, the stress in the abutment, screw, and implant increased and decreased in the surrounding bone.

Conclusion: Angled forces increase stress on the abutment, retaining screw and bone. The connection point angle of the implant-abutment increases stresses in the abutment, implant, and retaining screw and decreases stress in the surrounding bone.

Key words: Implant abutment connection, Stress, (FEA) Finite Element Analysis, Crestal bone.

Received: 14.02.2024

Revised: 10.05.2024

Accepted: 11.06.2024

How to cite: Azarian Borujeni M, Bajoghli F, Manshaee F, Nadian F, Sabouhi M. Investigating the Effect of Different Implant-Abutment Connection Angles on the Stress Distribution of the Implant System Using the Finite Element Method. J Isfahan Dent Sch 2024; 20(2): 127-36.

بررسی اثر زوایای مختلف کانکشن ایمپلنت - اباتمنت بر توزیع استرس سیستم ایمپلنت به روش المان محدود

مجتبی آذریان بروجنی ^۱ ID

فرشاد باجغلی ^۲ ID

فرید منشئی ^۳ ID

فرشاد نادیان ^۳ ID

محمود صبحی ^۴ ID

۱. گروه پروتزهای دندان و ایمپلنت، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران.
 ۲. گروه پروتزهای دندان، مرکز تحقیقات ایمپلنت‌های دندان، پژوهشکده علوم دندان پزشکی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.
 ۳. دستیار تخصصی، کمیته پژوهش‌های دانشجویی، گروه پروتزهای دندان، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.
 ۴. نویسنده مسؤول: گروه پروتزهای دندان و ایمپلنت، مرکز تحقیقات مواد دندان، پژوهشکده علوم دندان پزشکی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

Email: sabouhi@dnt.mui.ac.ir

چکیده

مقدمه: ایمپلنت‌های تیتانیومی به طور گسترده به کار می‌روند. میزان استرس وارد بر استخوان عامل مهمی در موفقیت درمان ایمپلنت می‌باشد. طرح کانکشن ایمپلنت - اباتمنت نقش مهمی در اتصال و توزیع استرس اکلوژال دارد. هدف از مطالعه حاضر، بررسی چگونگی انتقال استرس بر اجزاء ایمپلنت و استخوان اطراف در سه زاویه‌ی مختلف کانکشن اباتمنت - ایمپلنت می‌باشد.

مواد و روش‌ها: در یک مطالعه‌ی توصیفی - تحلیلی، المان محدود که در سال ۱۳۹۵ در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انجام گردید، سه نوع ایمپلنت - اباتمنت کانکشن اینترنال هگزاگونال با زوایای ۸، ۱۱ و ۱۶ درجه طراحی شد. مدل‌های بلاک استخوانی بر اساس CBCT از مندیبل توسط CAD-CAM طراحی و ساخته شد. مجموعه‌ی اباتمنت - ایمپلنت در داخل بلاک استخوانی قرار داده شد. مدل‌ها تحت نیروی اکلوژالی عمودی N۲۰۰ و نیروی N۲۰۰ زاویه‌دار ۱۵ درجه باکولینگوالی در مرکز سطح اکلوژال کراون، قرار گرفت. مدل‌ها آنالیز شدند و Von Miss Stress به دست آمده ثبت شد.

یافته‌ها: جز در زاویه کانکشن ۸ درجه، در سایر حالات با افزایش زاویه اعمال نیرو مقادیر ماکزیمم استرس افزایش یافت. با افزایش زاویه‌ی کانکشن در نیروی اگزالی و نیروی زاویه‌دار استرس در اباتمنت، اسکرو و ایمپلنت افزایش در استخوان اطراف کاهش یافت.

نتیجه‌گیری: نیروهای زاویه‌دار باعث افزایش استرس‌ها در اباتمنت، پیچ نگهدارنده و استخوان می‌شود. افزایش زاویه‌ی محل اتصال ایمپلنت - اباتمنت باعث افزایش استرس‌ها در اباتمنت، ایمپلنت و پیچ نگهدارنده و کاهش استرس در استخوان اطراف می‌شود.

کلید واژه‌ها: کانکشن اباتمنت ایمپلنت؛ استرس؛ آنالیز المان محدود؛ استخوان کرسنال.

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۰۳/۲۲

تاریخ اصلاح: ۱۴۰۳/۰۲/۲۰

تاریخ ارسال: ۱۴۰۲/۱۱/۲۵

استناد به مقاله: آذریان بروجنی، باجغلی فرشاد، منشئی فرید، نادیان فرشاد، صبحی محمود. بررسی اثر زوایای مختلف کانکشن ایمپلنت - اباتمنت بر توزیع استرس سیستم ایمپلنت به روش المان محدود. مجله دانشکده دندان پزشکی اصفهان. ۱۴۰۳: ۲۰ (۲): ۱۲۷-۱۳۶.

مقدمه

در طول ۲۰ سال گذشته، به علت درخواست و نیازهای فراوان برای ایمپلنت‌های دندانی، تحقیقات برای یافتن بهترین نوع ایمپلنت که بتواند هر چه بهتر بافت سالم دندان را تقلید کند ادامه دارد. ایمپلنت‌های دندانی تیتانیومی با توجه به مزایای ارائه شده توسط خصوصیات مکانیکال خود و طول عمر بسیار عالی در استخوان فکین به طور گسترده‌ای در دندان پزشکی پذیرفته شده‌اند. مطالعات بسیاری موفقیت ایمپلنت‌های دندانی را در درمان مندیبل و ماکزیلا بی‌دندان و نیمه بی‌دندان نشان داده‌اند (۱).

البته شکست‌های زودرس و دیرس، جزء لاینفک از مجموعه‌ی این درمان بوده است. این عوارض به طور کلی به عوارض مکانیکال و بیولوژیکال تقسیم می‌شوند. نیروهای فانکشنال یا پارافانکشنال وارده بر دندان‌ها منجر به تطابق فیزیولوژیک یا ترومای اکلوزالی می‌شود. در مورد ایمپلنت‌های استوایتگره، این نیروها به دلیل فقدان لیگامان پرودنتال منجر به استرس‌های کششی، فشاری و برشی و ایجاد عوارض بیولوژیک مثل تحلیل استخوان اطراف ایمپلنت و مکانیکی مثل شکستن پیچ اباتمنت، شکستن اباتمنت، شکستن ایمپلنت، پریدگی پرسن و غیره می‌شود (۲-۵).

حرکات میکرونی ایجاد شده به دلیل نیروهای اکلوزالی می‌تواند منجر به مشکلات مکانیکی از جمله شل شدن و شکستگی پیچ اباتمنت، شکستگی خود اباتمنت و حتی فیکسچر شود (۶).

از طرف دیگر طراحی ایمپلنت‌ها، اباتمنت‌ها، پیچ متصل‌کننده و نیز تکنیک بکار گرفته شده در کار با این اجزا به نظر می‌رسد که نقش به‌سزایی بر کاهش این عوارض خواهد داشت (۷). نیروهای اعمال شده به سوپر استراکچر از طریق اباتمنت به فیکسچر، به کانکشن ایمپلنت استخوان و در نهایت به استخوان اطراف ایمپلنت منتقل می‌شوند. بنابراین کانکشن ایمپلنت- اباتمنت نقش مهمی در اصلاح این نیروها عهده‌دار می‌باشد (۸).

فیت دقیق اجزای ایمپلنتی و خصوصیات ضد چرخشی دیواره‌ی تماس ایمپلنت- اباتمنت بر کاهش میزان شکستن پیچ

اباتمنت مؤثر می‌باشد (۹). در مورد ایمپلنت‌های دارای کانکشن خارجی، pre-load عمده‌ترین عاملی است که در مقابل نیروهای فانکشنال و پارافانکشنال جدا کننده‌ی اباتمنت از ایمپلنت مقاومت می‌کند. در مورد ایمپلنت‌های دارای کانکشن داخلی، ویژگی‌های این کانکشن مورد تحقیق مطالعات چندی قرار گرفته است؛ از جمله‌ی این ویژگی‌ها زاویه‌ی تقارب دیواره‌های روبه‌رو در کانکشن می‌باشد (۱۰).

Khrasat و همکاران گزارش کرده‌اند که سیستم‌های Morse taper، کمترین میزان استرس تحت نیروی عمودی و زاویه‌دار را نشان می‌دهند (۱۱).

Merz و همکاران، بیان کرده‌اند که ایمپلنت‌های Morse taper دارای قابلیت بالاتر مکانیکی می‌باشند که این امر تعیین کننده‌ی ثبات کانکشن ایمپلنت استخوان در طولانی‌مدت است (۱۲).

Chu و همکاران دریافته‌اند هنگامی که اتصال مخروطی اباتمنت- ایمپلنت بیشتر موازی بود، تنش استخوان تحت بارگذاری عمودی کمتر بود. در حالی که تکیه‌گاه مخروطی، تأثیر معنی‌داری بر تنش استخوان تحت بارگذاری مایل را نشان نداد (۱۳).

محققین مختلف برای سنجش و ارزیابی تأثیر نیروهای وارده بر اجزای ایمپلنتی و استخوان اطراف، روش‌های مختلفی مثل استفاده از Strain gauge ها، Brittle coating analysis و آنالیزهای فتوالاستیک را به کار گرفته‌اند. یکی از روش‌هایی که امروزه زیاده‌تر استفاده می‌شود، آنالیز المان محدود است (۱۴، ۱۵). آنالیز المان محدود، به عنوان یک ابزار معتبر جهت مطالعه‌ی توزیع استرس‌ها در انواع مختلف پروتزها و مجموعه‌ی استخوان- ایمپلنت- اباتمنت شناخته شده است و می‌تواند ما را به درک بهتری از مؤثرترین سیستم ایمپلنت- اباتمنت برای تقلیل استرس‌ها رهنمون سازد.

هنوز محققان به مناسب‌ترین زاویه‌ی کانکشن ایمپلنت- اباتمنت برای کنترل نیروهای وارد شده بر مجموعه‌ی ایمپلنت- اباتمنت و به حداقل رساندن مشکلات فاز پروتزی دست نیافته‌اند. بنابراین هدف از این مطالعه، بررسی تأثیر زاویه‌ی کانکشن ایمپلنت- اباتمنت بر استرس وارد شده به اجزای کانکشن و

استخوان کمرستال تحت دو نیروی محوری و زاویه‌دار ۱۵ درجه به روش آنالیز المان محدود می‌باشد.

مواد و روش‌ها

این مطالعه حاصل یک پژوهش توصیفی-تحلیلی از نوع المان محدود می‌باشد که در سال ۱۳۹۵ در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان با کد اخلاق IR.MUI.Rec.1394.3.863 انجام گرفت. متغیرهایی که در مطالعه‌ی حاضر مورد استفاده قرار گرفتند شامل زاویه‌ی محل اتصال ایمپلنت-اباتمنت و زاویه‌ی اعمال نیرو (مستقیم، ۱۵ درجه باکولینگوالی) می‌باشند. نیروی متمرکز ۲۰۰ نیوتنی در ناحیه‌ی سنترال فوسا دندان ۶ فک پایین یک بار به صورت مستقیم و بار دیگر با زاویه‌ی ۱۵ درجه اعمال شد.

اسکن نمونه‌ها توسط دستگاه اسکنر نوری سه بعدی اسکن III Rexcan (Solutionix HQ, Seoul, Korea) و نرم‌افزار GEOMAGIC STUDIO (Artec 3D, Luxembourg) انجام پذیرفت. مدل‌سازی کامپیوتری به صورت سطح‌سازی ابر نقاط با کاربرد نرم‌افزار GEOMAGIC Studio صورت گرفت. به طور خلاصه در مورد منطق نرم‌افزار باید گفت که به طور اتوماتیک از هر سه نقطه‌ی کنار هم، سه خط عبور داده و تشکیل یک مثلث می‌دهد. حال از این هزاران مثلث بوجود آمده، سطوحی عبور می‌دهد که همه‌ی آن‌ها در کنار هم شکلی شبیه و نزدیک شکل اصلی قطعه ارائه دهند. اکنون کاربر باید برای سبک شدن فایل به دقت تعداد این نقاط را کم کرده و پستی و بلندی‌های احتمالی را اصلاح کند و در نهایت با تکنیک‌های نرم‌افزاری به یک شکل یکپارچه با حداقل سطوح و به صورت کاملاً منظم برسد. از طرفی در کنار این کار انواع نمودارها و آنالیزهای مورد نیاز جهت کنترل سطوح را نیز در اختیار دارد.

اسمبل کردن نمونه‌ها در نرم‌افزار CATIA V5R21 (Dassault Systèmes, Paris, France) انجام گرفت. به منظور کاهش هزینه‌های محاسباتی، ناحیه‌ی استخوانی مورد مطالعه ۴/۱۰ mm عرض، ۳/۱۸ mm ارتفاع و ۸/۱۴ mm طول داشت. در مدل کامپیوتری استخوان کورتیکال به

ضخامت ۲mm و استخوان اسفنجی در مرکز آن تعریف گردید. در نهایت سه مدل به صورت زیر در نرم‌افزار CATIA صورت گرفت. همه‌ی مواد خطی، الاستیک و ایزوتروپیک در نظر گرفته شده‌اند. خصوصیات مواد با استناد به مقالات در جدول ۱ آورده شده است.

شرایط مرزی و بارگذاری بدین صورت بود که استخوان فک در قسمت تحتانی فیکس شده و دو طرف آن در راستای عمود بر مقطع بسته شد. سپس نیروی استاتیک به میزان ۲۰۰ نیوتن یک بار به صورت عمودی و در امتداد محور طولی ایمپلنت به فوسای مرکزی دندان ۶ و یک بار با زاویه‌ی ۱۵ درجه وارد شد. در قسمت‌هایی که دو قسمت مجزا به یکدیگر چسبیده هستند و نسبت به هم حرکتی ندارند مانند قید بین استخوان کورتیکال و استخوان اسفنجی، بدنه‌ی ایمپلنت با استخوان‌ها و بدنه‌ی اباتمنت با روکش از قید Tie استفاده شد؛ به عبارت دیگر در این مطالعه سمان در نظر گرفته نشد.

جدول ۱: خواص مکانیکی مواد

جنس ماده	ضریب الاستیک (پاسکال)	نسبت پوآسون
استخوان کورتیکال	۳۷/۱×۱۰ ^{۱۰}	۳۰/۰
استخوان اسفنجی	۳۷/۱×۱۰ ^۹	۳۰/۰
تیتانیوم	۱/۱×۱۰ ^{۱۱}	۳۵/۰
PFM	۹۵/۸×۱۰ ^{۱۱}	۳۳/۰
پرسلن	۲۸/۸×۱۰ ^{۱۰}	۳۵/۰

تحلیل میزان استرس در مدل‌های مورد مطالعه توسط نرم‌افزار ABAQUS 6.13 (Dassault Systèmes, Paris, France) انجام گرفت. روی مدل ۸ درجه ۲۵۱۲۴۸۲ المان، روی مدل ۱۱ درجه ۲۵۱۲۱۸۹۰ و روی مدل ۱۶ درجه ۲۵۱۲۵۱۲ ریخته شد. المان‌های مثلثی از نوع C3D4 انتخاب گردید. توزیع استرس به تفکیک زاویه‌ی اتصال، زاویه‌ی اعمال نیرو در نواحی ایمپلنت، استخوان کورتیکال و در خود فیکسچر مورد بررسی قرار گرفت. همان طور که در بایو مکانیک انتظار می‌رود، ماکزیمم استرس در نواحی تمرکز تنش مشاهده می‌شود.

جدول ۲: توزیع ماکزیمم استرس von-mises در اعمال نیروهای عمودی

متغیر	کانکشن ۸ درجه	کانکشن ۱۱ درجه	کانکشن ۱۶ درجه
اباتمنت	۲۱۸	۳/۲۳۲	۶/۲۶۰
پیچ	۶/۲۴	۵/۲۶	۲/۲۸
ایمپلنت	۱۸۵	۸/۲۰۴	۲۵۸
استخوان	۹/۲۵	۲/۲۳	۲۲

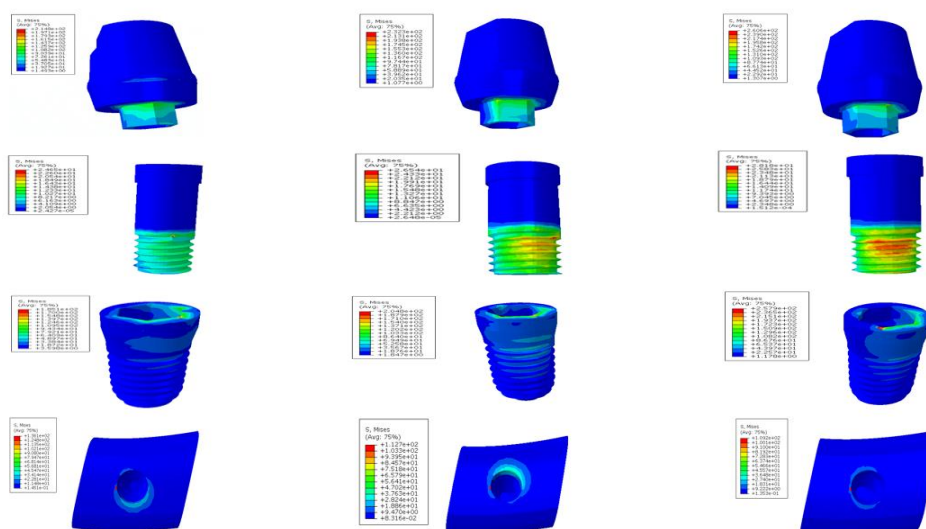
جدول ۳: توزیع ماکزیمم استرس von-mises در اعمال نیروهای زاویه دار ۱۵ درجه

متغیر	کانکشن ۸ درجه	کانکشن ۱۱ درجه	کانکشن ۱۶ درجه
اباتمنت	۸/۴۵۷	۷/۵۳۹	۷/۵۴۸
پیچ	۸/۳۴	۴/۴۳	۵/۴۷
ایمپلنت	۱/۱۸۵	۸/۴۱۳	۴۱۹
استخوان	۱/۱۳۶	۷/۱۱۲	۲/۱۰۹

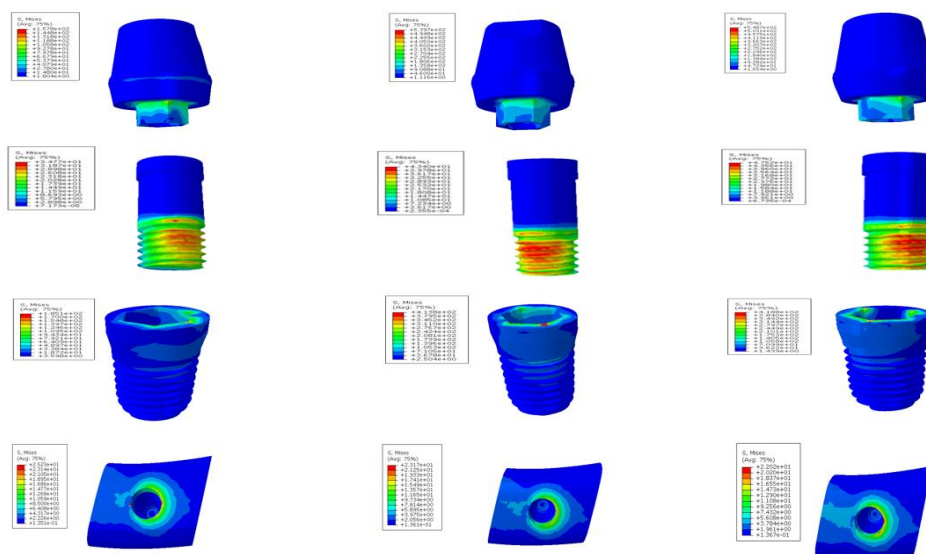
یافته‌ها

بیشترین میزان استرس در اباتمنت با زاویه‌ی کانکشن ۱۶ درجه و اعمال نیروی ۱۵ درجه مشاهده شد. کمترین میزان استرس در استخوان اطراف ایمپلنت در زاویه‌ی کانکشن ۱۶ درجه و اعمال نیروی مستقیم مشاهده شد. جداول ۲ و ۳ مقادیر ماکزیمم تنش را در حالات مختلف نشان می‌دهد.

به جز در مورد ایمپلنت و زاویه‌ی کانکشن ۸ درجه، در سایر حالات با افزایش زاویه اعمال نیرو مقادیر ماکزیمم استرس افزایش یافت. با افزایش زاویه‌ی کانکشن چه در نیروی اغزیالی و چه در حالت اعمال نیروی زاویه دار استرس در اباتمنت، اسکرو و ایمپلنت افزایش یافت ولی در استخوان اطراف کاهش پیدا کرد (شکل ۱ و ۲).



شکل ۱: اشکال توزیع تنش تحت اعمال نیروی ۲۰۰ نیوتن با زاویه‌ی اغزیال



شکل ۲: اشکال توزیع تنش تحت اعمال نیروی ۲۰۰ نیوتن با زاویه‌ی ۱۵ درجه

کمتری نسبت به استخوان متراکم به دلیل دانسیته کمتر نشان می‌دهد. در مطالعه‌ی حاضر هم نتایج مؤید این قضیه بود. هیچ مؤلفه‌ای از نیرو به تنهایی در یک وضعیت فانکشنال اعمال نمی‌شود و معمولاً ترکیبی از مؤلفه‌ها افقی و عمودی وجود دارد. در مطالعه‌ی حاضر، هم اعمال نیرو هم به صورت عمودی و هم ترکیبی بود و اثر آن بر ایجاد استرس در استخوان و اجزاء رستوریشن ایمپلنتی بررسی شد. مؤلفه‌ی افقی نیروی زاویه‌دار باعث افزایش گشتاور نیرو شده و نهایتاً نیروهای فشاری و برشی را نسبت به اعمال نیروی عمودی بر استخوان متراکم به میزان بیشتری افزایش می‌دهد (۱۷-۱۹)، که این مطلب با نتایج مطالعه‌ی حاضر که در آن مقادیر استرس‌های von mises در حالت اعمال نیروی زاویه‌دار بیشتر بود، همخوانی داشت. بسیاری از مطالعات که نیروهای اغزیال را بر ایمپلنت بررسی کردند، گزارش نمودند که بیشترین مقادیر نیروهای فشاری در اینترفیس ایمپلنت و استخوان کمرستال وارد می‌شود (۱۷-۱۹)، که با مطالعه‌ی حاضر همخوانی داشت. البته این نتایج با مطالعه‌ی O'Mahony و همکاران در تضاد می‌باشد (۲۵، ۲۶).

نتایج نشان داد که با افزایش زاویه اعمال نیرو از صفر به ۱۵ درجه، مقادیر استرس‌های فشاری و همچنین کششی،

بحث

با توجه به اینکه زاویه‌ی کانکشن بر استرس اجزا مؤثر بود، فرضیه صفر رد شد. تجمع و تمرکز استرس در قطعات رستوریشن ایمپلنتی شامل اباتمنت، پیچ نگهدارنده اباتمنت و ماده‌ی رستوریتیو باعث ایجاد عوارض مکانیکال و صرف وقت و هزینه‌ی اضافی می‌شود (۱۶). مطالعات بیانگر این مطلب می‌باشند که اگر استخوان ساپورت‌کننده‌ی ایمپلنت خصوصیات الاستیک هموژن داشته باشد، نیروی غیرمحوری منتقل از ایمپلنت به میزان زیادی در ناحیه‌ی کمرستال استخوان تمرکز می‌یابد و به میزان زیادی به سمت آپکس ایمپلنت کاهش می‌یابد (۱۷-۲۳). همچنین نشان داده شده که شکل هندسی ایمپلنت در توزیع مناسب استرس در استخوان اطراف ایمپلنت نقش مهمی ایفا می‌کند (۲۴).

مطالعات پیشین نشان دادند که نیروی منتقله به استخوان به میزان زیادی به استخوان متراکم و مقادیر خیلی کمی به استخوان اسفنجی، منتقل می‌شود و این به دلیل ضریب الاستیسیته (MOE) بیشتر استخوان متراکم نسبت به استخوان اسفنجی می‌باشد (۷). به همین لحاظ تحلیل استخوان از ناحیه‌ی گردن ایمپلنت آغاز می‌شود. استخوان اسفنجی تمرکز استرس

تحت نیروهای آگزیال و ترکیبی افزایش یافت و به صورت نامتقارن توزیع شد که حداکثر مقدار آن در موقعیت مخالف جهت نیروی بارگذاری اما در داخل محدوده تحمل استخوان بود. این موضوع با نتایج دیگر مطالعات نیز هم خوانی دارد (۲۷). با افزایش زاویه کانکشن از ۸ تا ۱۶ درجه میزان نیروی (ماکزیمم تنش) (E Max) وارده بر اباتمنت، اسکرو و ایمپلنت افزایش یافت. البته در مورد اسکرو در حالت اعمال نیروی عمودی میزان تفاوت اندک بود. به نظر می‌رسد وجود شولدر افقی در پلت فرم از انتقال استرس به پیچ اباتمنت ممانعت به عمل می‌آورد. الگوی توزیع استرس در اباتمنت‌ها تأییدکننده‌ی این موضوع می‌باشد. این موضوع با نتایج مطالعه‌ی Segundo در سال ۲۰۰۹ همخوانی داشت (۲۸).

اتصال اباتمنت به ایمپلنت در مورد اباتمنت‌های دو قطعه‌ای توسط پیچ نگهدارنده برقرار می‌شود. ضعیف‌ترین حلقه در زنجیره‌ی اجزای رستوریشن ایمپلنتی، پیچ‌های نگهدارنده‌ی اباتمنت بوده و گزارشات حاکی از آن است که شل شدن پیچ در طی سال اول فانکشن تا ۵/۳ درصد (۲۹) و در پیگیری ۵ ساله ۷/۸-۱۲/۵ درصد می‌تواند رخ دهد (۳۰-۳۳).

همچنین یکی از عواملی که موجب ایجاد وضعیت خستگی و متعاقب آن شکست زود هنگام درون ایمپلنت می‌گردد، شل شدن پیچ اباتمنت می‌باشد (۲). پیچ اباتمنت‌ها در هنگام تحویل رستوریشن تورک زده می‌شود و این باعث ایجاد پره لود در پیچ شده و یک نیروی گیره‌ای (Clamping force) برای اتصال اباتمنت به ایمپلنت ایجاد می‌کند. این پره لود، یک نیروی آگزیالی در طول پیچ است که به ماده‌ی سازنده‌ی پیچ در محدوده‌ی الاستیک آن نیرو وارد می‌کند و عموماً در حدود ۷۵ درصد استحکام تسلیم آن است. اعمال نیروی بیشتر از این با نیروی پره لود جمع شده و می‌تواند از محدوده‌ی استحکام تسلیم ماده فراتر رود و باعث دفورمیشن آن خواهد شد. این دفورمیشن نهایتاً منجر به شکست احتمالی آن می‌گردد (۳۴).

از لحاظ تئوریک، اعمال نیروهای عمودی بر اباتمنت در

جهت محور طولی باعث کاهش نیروی گیره‌ای (clamping Force) می‌شود (۳۵). عدم تغییر زیاد استرس در اسکرو را می‌توان به این پدیده نسبت داد. البته در حالت اعمال نیروی زاویه‌دار این موضوع صادق نمی‌باشد؛ زیرا که نیروهای وارده بر پیچ توزیع استرس متقارنی را در پیرامون رزوه‌های آن ایجاد نمی‌کند. در این حالت حتی از سمت مقابل اعمال نیرو به دلیل افزایش کشش نیروی وارده بر رزوه‌های پیچ نیروی حاصله بر نیروی گیره‌ای از قبل موجود اضافه شده و می‌تواند از استحکام تسلیم ماده‌ی سازنده‌ی پیچ فراتر رفته و شکست پیچ رخ دهد. البته آنچه از نتایج این مطالعه بدست می‌آید، مقادیر استرس‌های وارده کمتر از میزانی است که بتواند باعث پدیده‌ی اخیر شود. طبق نتایج این مطالعه که نشانگر محل‌های ضعف در اباتمنت و همچنین نقاط بحرانی در محل اتصال (کانکشن) در انواع مجموعه‌های ایمپلنتی می‌باشد، می‌توان نتیجه‌گیری در مورد انتخاب بهترین نوع اباتمنت را به منظور داشتن بهترین نتایج در راستای جلوگیری از شل شدن اباتمنت و پیچ نگه دارنده اندازه‌گیری کرد. تنش وارده بر اباتمنت در قسمت کروئال محل اتصال در نیروی مستقیم در مقایسه با اعمال نیروی زاویه‌دار مقدار به مراتب کمتری را نشان داد. طرح شولدر افقی پلت فرم کانکشن مقادیر استرس را در اباتمنت‌ها بیشتر از ایمپلنت تحت تأثیر قرار داد.

در مورد استخوان با افزایش زاویه‌ی کانکشن، نیروی وارده بر کرس استخوان کاهش نشان داد. البته در حالت اعمال نیروی عمودی تفاوت بین ماکزیمم استرس بین سه حالت فوق ناچیز بود. علت این موضوع را می‌توان به پخش شدن و اضمحلال نسبی نیروها در ساختارهای کروئال‌تر، همانطور که قبلاً بیان شد، نسبت داد. اعمال نیروهای زاویه‌دار، باعث افزایش استرس‌ها در اجزاء رستوریشن ایمپلنتی (اباتمنت و پیچ) گردید. اما در مورد ایمپلنت با افزایش زاویه‌ی اعمال نیرو میزان ماکزیمم استرس وارده تغییری نکرد. البته الگوی تجمع استرس در این حالت نسبت به اعمال نیروی مستقیم متفاوت بود؛ به گونه‌ای که نیروها عمدتاً در کرس استخوان مجاور محل اعمال نیرو در سمت مخالف

آن بود. این نتیجه با مطالعه‌ی Alvarez-Arenal و همکاران همخوانی داشت (۳۶).

با افزایش زاویه‌ی اعمال نیرو به ۱۵ درجه، میزان استرس وارد بر اجزاء رستوریشن ایمپلنتی (اسکرو، اباتمنت) و بدنه‌ی ایمپلنت افزایش یافت. با اعمال نیروی زاویه‌دار (۱۵ درجه) میزان استرس اطراف ایمپلنت در سمت مخالف اعمال نیرو افزایش یافت و میزان استرس وارد به اطراف ایمپلنت در سمت موافق نیرو کاهش پیدا کرد. در مورد کانکشن ۸ درجه با افزایش زاویه‌ی اعمال نیرو استرس وارد بر ایمپلنت تغییری نکرد که این موضوع را می‌توان به مقاومت ایجاد شده توسط تطابق اصطکاکی دیواره‌های نزدیک به عمود (۸ درجه) در برابر نیروهای خارج محوری نسبت داد. بعلاوه با افزایش زاویه‌ی کانکشن از ۸ تا ۱۶ درجه، میزان استرس وارد بر اجزاء افزایش یافت.

اگرچه مطالعات المان محدود می‌توانند در کنترل شرایط آزمایش بسیار کمک‌کننده باشند، اما قادر به بازسازی کامل شرایط پیچیده‌ی داخل دهان نیستند. در این مطالعه تمام مواد هموزن و ایزوتروپیک و الاستیک خطی فرض شدند در حالی که نشان داده شده استخوان انیزوتروپیک و هتروژنوس است.

بنابراین تفسیر نتایج و تعمیم آن به شرایط کلینیکی باید با احتیاط صورت گیرد. پیشنهاد می‌شود مطالعات آینده تأثیر انواع دیگر کانکشن ایمپلنت-اباتمنت را بر توزیع استرس مورد بررسی قرار دهند.

نتیجه‌گیری

با توجه به محدودیت‌های این مطالعه می‌توان نتیجه‌گیری کرد که نیروهای زاویه‌دار باعث افزایش استرس‌ها در اباتمنت، پیچ نگهدارنده و استخوان می‌شود. همچنین افزایش زاویه‌ی محل اتصال ایمپلنت-اباتمنت باعث افزایش استرس‌ها در اباتمنت، ایمپلنت و پیچ نگهدارنده و کاهش استرس در استخوان اطراف می‌شود.

سپاسگزاری

نویسندگان از معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی اصفهان جهت تأمین بودجه این طرح پژوهشی با کد ۳۹۴۸۶۳ کمال تشکر را دارند. همچنین از کلیه‌ی شرکت‌کنندگان محترم در این پژوهش نهایت تقدیر و تشکر را به عمل می‌آورند.

References

1. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52(2): 155-70.
2. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11(Suppl 1): 156-8.
3. Carlson B, Jönsson G, Sandahl L, Nordin T, Hising P, Nelvig P, et al. A 1-year clinical report of a one-piece implant abutment. *Int J Prosthodont* 2001; 14(2): 159-63.
4. Nergiz I, Schmage P, Shahin R. Removal of a fractured implant abutment screw: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2004; 91(6): 513-7.
5. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003; 90(2): 121-32.
6. Balik A, Karatas MO, Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol* 2012; 38(S1): 491-6.
7. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6): 585-98.
8. Amid R. Comparison of the effect of three abutment-implant connections on stress distribution at the internal surface of dental implants: a finite element analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2014; 7(3): 132-9.
9. Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 83(4): 450-5.

10. Watanabe F, Hiroyasu K, Ueda K. The fracture strength by a torsion test at the implant-abutment interface. *Int J Implant Dent* 2015; 1(1): 25.
11. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; 88(6): 604-10.
12. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(4): 519-26.
13. Chu CM, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: Three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *J Periodontol* 2012; 83(1): 111-8.
14. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res* 2014; 4(3): 200-3.
15. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method-an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent* 2010; 34(3): 281-5.
16. Fu JH, Hsu YT, Wang HL. Identifying occlusal overload and how to deal with it to avoid marginal bone loss around implants. *Eur J Oral Implantol* 2012; 5(Suppl): S91-103.
17. Bouazza-Juanes K, Martínez-González A, Peiró G, Ródenas JJ, López-Mollá MV. Effect of platform switching on the peri-implant bone: A finite element study. *J Clin Exp Dent* 2015; 7(4): e483.
18. Martini AP, Freitas Jr AC, Rocha EP, de Almeida EO, Anchieta RB, Kina S, et al. Straight and angulated abutments in platform switching: influence of loading on bone stress by three-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg* 2012; 23(2): 415-8.
19. Sahabi M, Adibrad M, Mirhashemi FS, Habibzadeh S. Biomechanical effects of platform switching in two different implant systems: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent (Tehran)* 2013; 10(4): 338-50.
20. Junior JFS, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PSP. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2013; 33(8): 4700-14.
21. Arun Kumar G, Mahesh B, George D. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around implant with straight and angled abutments in different bone qualities. *J Indian Prosthodont Soc* 2013; 13: 466-72.
22. Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Marginal bone loss influence on the biomechanics of single implant crowns. *J Craniofac Surg* 2013; 24(4): 1459-65.
23. Zanardi PR, Stegun RC, Sesma N, Costa B, Shibli JA, Laganá DC. Stress distribution around dental implants placed at different depths. *J Craniofac Surg* 2015; 26(7): 2163-6.
24. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989; 62(4): 436-40.
25. O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant Dent* 2000; 9(3): 207-18.
26. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 1998; 24(2): 80-8.
27. Tang CB, Liu SY, Zhou GX, Yu JH, Zhang GD, Bao YD, et al. Nonlinear finite element analysis of three implant-abutment interface designs. *Int J Oral Sci* 2012; 4(2): 101-8.
28. Segundo RMH, Oshima HMS, da Silva INL, Burnett Jr LH, Mota EG, Silva LL. Stress distribution of an internal connection implant prostheses set: a 3D finite element analysis. *Stomatologija* 2009; 11(2): 55-9.
29. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(Suppl 6): 22-38.
30. Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barao VAR, Gomes EA, Garcia Jr IR. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent* 2012; 21(1): 46-50.
31. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007; 18(Suppl 3): 97-113.
32. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(2): 119-30.
33. Feitosa PCP, de Lima APB, Silva-Concílio LR, Brandt WC, Neves ACC. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. *Eur J Dent* 2013; 7(3): 267-71.

34. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999; 82(4): 436-40.
35. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. *J Oral Implantol* 2003; 29(5): 242-5.
36. Alvarez-Arenal A, Segura-Mori L, Gonzalez-Gonzalez I, Gago A. Stress distribution in the abutment and retention screw of a single implant supporting a prosthesis with platform switching. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(3): e112-21.