

بررسی دینامیکی اثر افزایش ارتفاع عمودی تاج روی تنش ایجاد شده در پیچ اباتمنت و استخوان اطراف ایمپلنت دندانی کوتاه در خلف مندیبل به روش آنالیز اجزای محدود

مجتبی حسین نتاج میانده^۱، منیره نیلی احمدآبادی^{۲*}، میثم مهابادی^۳

^۱ دستیار تخصصی گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران

^۲ دانشیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران

^۳ استادیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۹۸/۱/۲۴ - تاریخ پذیرش: ۹۸/۳/۴

Dynamic Analysis on the Effect of the Increased Vertical Height of the Crown on the Maximum Stress Imposed on the Abutment Screw and the Bones Surrounding Short Implants in the Posterior Mandibular Region: A Finite Element Analysis

Mojtaba Hossein Nattaj Miandeh¹, Monire Nili Ahmadabadi^{2*}, Meysam Mahabadi³

¹ Postgraduate Student, Department of Prosthodontics, Dental School, Isfahan (Khorasgan) Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran

² Associate Professor, Department of Prosthodontics, Dental School, Isfahan (Khorasgan) Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran

³ Assistant Professor, Department of Prosthodontics, Dental School, Isfahan (Khorasgan) Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran

Received: 13 April 2019; Accepted: 25 May 2019

Introduction: Short implants are used in the posterior mandible where the bone is insufficient. In these cases, the clinical crown is often made to match the level of the occlusal. As a result, the length of the lever arm and the stress of the implant complex, as well as the surrounding bone, are increased leading to the biomechanical problems. The purpose of this study was to evaluate dynamically the effect of increasing crown height space on the maximum stress induced in the abutment screw and the surrounding bone of the short dental implants in the posterior mandible using finite element analysis.

Materials and Methods: Mandibular bone resorption in the posterior region, second premolar with three-crown lengths of 8.8, 11.2, and 13.6, two implants of 4 and 8 mm, two abutments, and two abutment screws were modeled using Solidworks software in this laboratory experimental study. In addition, Abacus software was used to the dynamic reconstruction of screw tightening and external load at an angle of 75.8 degrees with the occlusal plane. The stress values were calculated for the screw, abutment, fixture, and bone.

Results: In both 4- and 8-mm implants, the increased vertical height of the crown decreased the stress on the abutment screw and increased the stress on the abutment and fixture. For a 4-mm implant, the stress to the abutment screw at all three heights was less than 8 mm. At all heights, the stress values to the abutment and the fixture were more than 8mm for the 4-mm implant. The increased vertical height of the crown resulted in an increase in compressive and tensile stress in the surrounding bone for both 4-mm and 8-mm implants. The magnitude of these stresses in the 4-mm implant was more than 8 mm.

Conclusions: Increased vertical height of the crown and crown-to-implant ratio reduced the stress on abutment screws as the weakest member of the implant. However, it probably increased the failure due to fatigue in the abutment and fixture as well as bone resorption.

Key words: Abutment screw, Finite element analyses, Implant, Vertical height of the crown

*Corresponding Author: m.nili@khuisf.ac.ir

J Mash Dent Sch 2019; 43(2): 97-111.

چکیده

مقدمه: ایمپلنت های کوتاه معمولاً در خلف مندیبل که استخوان ناکافی است، کاربرد دارند. در این موارد اغلب تاج کلینیکی برای هماهنگی با سطح اکلوژال، بلند ساخته می شود. در نتیجه، طول بازوی اهرم و تنش وارد بر مجموعه ایمپلنت و استخوان زیاد شده که می تواند منجر به بروز مشکلات بیومکانیکی منجر گردد. هدف از این مطالعه، بررسی دینامیکی اثر افزایش ارتفاع عمودی تاج بر حداکثر تنش در پیچ اباتمنت و استخوان اطراف ایمپلنت های کوتاه در ناحیه خلف مندیبل به روش آنالیز اجزای محدود بود.

* مؤلف مسؤول، نشانی: اصفهان، خیابان ارغوانیه، دانشگاه آزاد اسلامی، دانشکده دندانپزشکی، گروه پروتزهای دندانی، تلفن: ۰۹۱۳۳۰۲۴۲۰۵

E-mail: m.nili@khuisf.ac.ir

مواد و روش ها: در این مطالعه ی تجربی آزمایشگاهی، استخوان تحلیل یافته خلف مندیبل، پره مولر دوم با سه طول تاج ۸/۸، ۱۱/۲ و ۱۳/۶ میلی متر، دو ایمپلنت ۴mm و ۸mm، دو اباتمنت و دو پیچ اباتمنت با استفاده از نرم افزار SolidWorks مدل سازی شد. برای بازسازی دینامیکی سفت کردن پیچ و وارد کردن نیروی خارجی با زاویه ۷۵/۸ درجه نسبت به سطح اکلوزال از نرم افزار Abaqus استفاده شد. مقادیر استرس به پیچ، اباتمنت، فیکسچر و استخوان محاسبه شد.

یافته ها: در هر دو ایمپلنت، با افزایش ارتفاع عمودی تاج، تنش پیچ کاهش و تنش اباتمنت و فیکسچر افزایش یافت. مقادیر تنش پیچ در هر سه ارتفاع، برای ایمپلنت ۴mm کمتر از ۸mm بود. مقادیر تنش اباتمنت و فیکسچر در هر سه ارتفاع، برای ایمپلنت ۴mm بیشتر از ۸mm بود. با افزایش ارتفاع عمودی تاج، تنش فشاری و کششی در استخوان اطراف هر دو ایمپلنت افزایش یافت که مقادیر این تنش ها در ایمپلنت ۴mm بیشتر از ۸mm بود.

نتیجه گیری: اگرچه افزایش ارتفاع عمودی تاج و نسبت طول تاج به ایمپلنت، تنش وارد بر پیچ اباتمنت را به عنوان ضعیف ترین عضو مجموعه ی ایمپلنت کاهش می دهد اما ممکن است موجب افزایش احتمال شکست ناشی از خستگی در اباتمنت و فیکسچر و نیز تحلیل استخوان اطراف گردد.

کلمات کلیدی: ایمپلنت، ارتفاع عمودی تاج، پیچ اباتمنت، آنالیز اجزای محدود
مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۸ دوره ۴۳ / شماره ۲: ۹۷-۱۱.

مقدمه

مداول ترین روش اتصال اباتمنت به ایمپلنت استفاده از پیچ اباتمنت است.^(۱،۲) شل شدن پیچ، یکی از شایعترین مشکلات در پروتزهای متکی بر ایمپلنت بخصوص در سال اول می باشد^(۳،۴) که رابطه مستقیمی با کانتی لورهای مزیدویستالی در ایمپلنت های خلفی دارد.^(۵) با سفت کردن پیچ یک نیروی پره لود ایجاد می شود که با گشتاور اعمال شده برای سفت کردن پیچ، متناسب است. برای دستیابی به یک اتصال پایدار بین اعضای ایمپلنت و نیز انتقال یکنواخت نیروها به ایمپلنت و استخوان اطراف، نیروی پرلود باید از نیروهای خارجی بزرگتر باشند.^(۶،۷)

در خلف مندیبل، کانال عصب آلوئولار تحتانی معمولا بیش از ۱۰mm بالای لبه ی تحتانی بدنه قرار دارد و تنها در ۵۰ درصد موارد ارتفاع استخوان از ۶mm بیشتر است. کاربرد ایمپلنت های کوتاه به دلیل قرار دادن آسان تر در شرایط وجود محدودیت های آناتومیکی و همچنین زمان و هزینه ی کمتر درمان در حال افزایش است.^(۸،۹) منطق بیومکانیکی استفاده از ایمپلنت کوتاه این است که قسمت کرسنال بدنه ی ایمپلنت بیشترین نیرو را تحمل می کند.^(۱۰)

بنابراین طول ایمپلنت عامل تعیین کننده ای در توزیع نیروها در محل تماس ایمپلنت و استخوان نمی باشد. هنگام استفاده از ایمپلنت های کوتاه در استخوان تحلیل یافته ی خلف مندیبل، نسبت طول تاج به ایمپلنت برای ایجاد اکلوزن مناسب افزایش می یابد که تحت نیروهای مایل منجر به تجمع استرس در ایمپلنت و استخوان اطراف می گردد.^(۸-۱۳)

طول های بلند تاج باعث کانتی لورهای عمودی و افقی بزرگتر می شود.^(۱۴،۱۵) در نتیجه مشکلاتی از قبیل تحلیل استخوان، شکستن و شل شدن پیچ افزایش می یابد. از طرف دیگر احتمال شکست در ایمپلنت های کوتاه تر، به دلیل ایجاد تنش و کرنش بیشتر در استخوان، بیشتر است.^(۱۶-۲۰) افزایش ارتفاع عمودی تاج در مقایسه با کاهش طول ایمپلنت مخرب تر است. به دلیل تمرکز بیشتر نیروها در استخوان کرسنال و توزیع غیریکنواخت آنها در طول ایمپلنت، افزایش طول ایمپلنت نمی تواند اثر افزایش طول تاج را جبران نماید. از این رو ارتفاع عمودی تاج به تنهایی مهم تر از نسبت طول تاج به ایمپلنت است و باید مستقلا بررسی شود.^(۳،۲۱)

کورتیکال (۹۰۰-۱۸۰۰HU) و فرم اولیه تاج (۲۵۰۰-۳۰۰۰HU) تهیه گردید.^(۲۲) سپس با استفاده از ویرایشگر دیجیتالی اشکال متعلق به نرم افزار (Dassault Katia (systems, Vélizy-Villacoublay, France و از طریق اصول مهندسی معکوس، برای استخوان با دو ناحیه کورتیکال و تراپکولار، فایل CAD (Computer aided design) تهیه شد و برای انتقال به نرم افزار (Dassault Abaqus V6.12 (systems, Vélizy-Villacoublay, France مدل سازی شد.

اجزای ایمپلنت ها برای شبیه سازی فرآیند سفت کردن پیچ، ایجاد پریلود و استئواینترگریشن به دقت مدل سازی شد. مجموعه ی ایمپلنت ۴mm شامل فیکسچر استرامن (SLActive 144.0351; Institute Straumann, Waldenburg, Germany) با طول ۴mm و قطر ۱/۴mm، اباتمنت UCLA (UCLA abutment (RN SynOcta gold abutment) (048.642; RN SynOcta gold abutment) و پیچ اباتمنت (SynOcta basal screw) (048.356; SynOcta basal screw) بود. مجموعه ایمپلنت ۸mm شامل فیکسچر استرامن (SLA (043.031S; Institut Straumann, Waldenburg, Germany) با طول ۸mm و قطر ۱/۴mm، اباتمنت UCLA (UCLA abutment (RN SynOcta gold abutment) (048.642; RN SynOcta gold abutment) و پیچ اباتمنت (SynOcta basal screw) (048.356; SynOcta basal screw) بود. از نرم افزار (Dassault SolidWorks (systems, Vélizy-Villacoublay, France) برای تهیه فایل CAD مجموعه ایمپلنت استفاده شد و با فرمت خروجی SAT به نرم افزار Abaqus انتقال داده شد. به منظور المان بندی تمامی مدل ها از تکنیک فری مش با هندسه تراهدرال با مرتبه خطی استفاده شد. تعداد المان های مدل های فیکسچر، اباتمنت و پیچ اباتمنت در جدول ۱ آمده است.

آنالیز اجزای محدود یک روش مهندسی است که برای محاسبه ی تنش و کرنش در یک جسم توپر به کار می رود. در نتیجه این روش برای بررسی نیروی تماسی در اجزای ایمپلنت دندانپزشکی سودمند است.^(۹) تاثیر افزایش ارتفاع عمودی تاج و افزایش نسبت طول تاج به ایمپلنت روی توزیع تنش در نواحی غیر قابل دسترس مثل پیچ اباتمنت و مشکلات بیومکانیکی ایمپلنت های کوتاه ۴mm هنوز با جزئیات، مطالعه نشده است. بررسی فاکتور هایی که توزیع تنش در ایمپلنت های کوتاه را تحت تاثیر قرار می دهند، می تواند اطلاعات ضروری جهت طراحی اجزا، بهبود توزیع تنش و ثبات اتصال به منظور کاهش مشکلات بیومکانیکی ناشی از افزایش ارتفاع تاج را، فراهم نماید. هدف از انجام این مطالعه، بررسی دینامیکی اثر افزایش ارتفاع عمودی تاج بر روی حداکثر تنش در اجزای ایمپلنت های کوتاه ۴mm و ۸mm (شامل پیچ اباتمنت، اباتمنت و فیکسچر) و استخوان اطراف آنها در ناحیه خلف مندیبل، هنگام وارد کردن نیروهای مایل خارجی به روش آنالیز اجزای محدود بود.

مواد و روش ها

در این مطالعه ی تجربی آزمایشگاهی، ابتدا برای مدل سازی استخوان، از یک مندیبل واقعی به شدت تحلیل رفته بی دندان توسط روش CBCT (Cone Beam Computed Tomography) تصویربرداری شد و فایل DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) آن استخراج شد. سپس برای تهیه ابر نقاط، فایل DICOM به نرم افزار (Materialis, Leuven, Belgium) Mimics V10.01 انتقال داده شد. ابر نقاط از استخوان تراپکولار (۹۰۰-۱۵۰ واحد هانزفیلد (HU))، استخوان

جدول ۱: تعداد المان‌های تتراهدرا در اعضای ایمپلنت ۴ و ۸ میلیمتری

ایمپلنت کوتاه ۸mm			ایمپلنت کوتاه ۴mm			ارتفاع تاج (mm)
۱۳/۶	۱۱/۲	۸/۸	۱۳/۶	۱۱/۲	۸/۸	
—	—	۷۸۷۷۴	—	—	۸۴۵۲۸	فیکسچر
—	—	۳۲۳۰۳	—	—	۳۴۸۸۱	پیچ اباتمنت
—	—	۳۸۵۳۹	—	—	۳۹۷۰۰	اباتمنت
۳۳۸۸۹	۲۹۲۲۹	۲۴۱۲۳	۳۳۸۸۹	۲۹۳۱۴	۲۸۳۰۱	پرسلن
۳۴۰۹۸	۲۵۹۶۱	۱۹۳۵۰	۶۴۵۳۳	۶۲۷۵۷	۵۶۰۱۰	فریم+اباتمنت

از سطح اکلوژال، یک سوراخ در امتداد پیچ اباتمنت برای پرسلن و فریم در نظر گرفته شد (تصویر ۱ و ۲). مدل‌ها به محیط نرم‌افزار Abaqus (Dassault systems, Vélizy-Villacoublay, France) انتقال داده شدند. تعداد المان‌های پرسلن، اباتمنت و فریم برای هر دو ایمپلنت در جدول ۱ ارائه شده است.

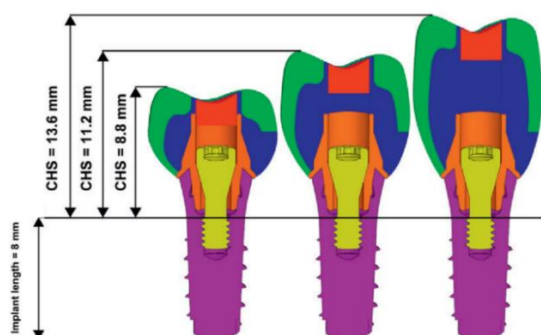
خصوصیات همه مواد به صورت همگن و ایزوتروپیک در نظر گرفته شدند. برای اعضای ایمپلنت شامل فیکسچر، پیچ اباتمنت، اباتمنت و فریم، رفتار مکانیکی مواد در دو ناحیه الاستیک و پلاستیک در نظر گرفته شد. ولی رفتار مکانیکی برای استخوان و پرسلن به دلیل ترد بودن، فقط در ناحیه الاستیک در نظر گرفته شد. خصوصیات مکانیکی مواد مورد استفاده برای آنالیز اجرای محدود در جدول ۲ نشان داده شده است. (۲۴-۲۳ و ۹)

برای مدل سازی، دندان پره مولار دوم با سه ارتفاع عمودی تاج مختلف و تهیه فایل CAD از نرم‌افزار SolidWorks (Dassault systems, Vélizy-Villacoublay, France) استفاده شد. برای هر دو ایمپلنت با استفاده از فرم اولیه ی دندان‌ها و با مقیاس گذاری مناسب در راستای محور طولی، لینگوالی و مزیدیستالی، ارتفاع سطح اکلوژال دندان تا کرسست استخوان (ارتفاع عمودی تاج) در سه ارتفاع ۸/۸، ۱۱/۲ و ۱۳/۶ میلی‌متر شبیه سازی شد. مقادیر نسبت طول تاج به ایمپلنت برای ایمپلنت ۴mm برای سه ارتفاع عمودی تاج ۸/۸، ۱۱/۲ و ۱۳/۶ به ترتیب ۲/۲، ۲/۸ و ۳/۴ و این مقادیر برای ایمپلنت ۸mm به ترتیب ۱/۱، ۱/۴ و ۱/۷ بود.

اباتمنت و فریم به صورت یکپارچه مدل سازی شد. جنس فریم و اباتمنت هر دو از طلای مورد استفاده در دندانپزشکی بود. همچنین به منظور دسترسی به پیچ اباتمنت

جدول ۲: خصوصیات مکانیکی مواد مورد استفاده برای آنالیز اجزای محدود

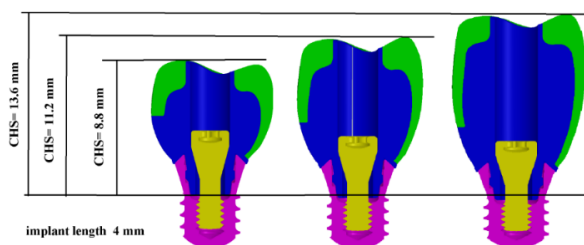
تغییر طول (%)	استحکام شکست (مگاپاسکال) (MPa)	چگالی (گرم بر سانتی متر) (g/cm ³)	ضریب پواسان	مدول یانگ (گیگاپاسکال) (GPa)	
۱۰ حداقل	۷۶۵	۱۷/۵	۰/۳۷	۱۳۶	طلا
۱۵ حداقل	۵۵۰	۴/۵	۰/۳۴	۱۱۰	تیتانیوم گرید ۴
۲ حداکثر	۱۹۰	۳	۰/۳۰	۱۳/۷	استخوان کورتیکال
۲ حداکثر	۱۰	۳	۰/۳۰	۱/۳۷	استخوان تراپیکولار
۲ حداکثر	۱۴۵	۲/۴۴	۰/۲۸	۶۸/۹	پرسن



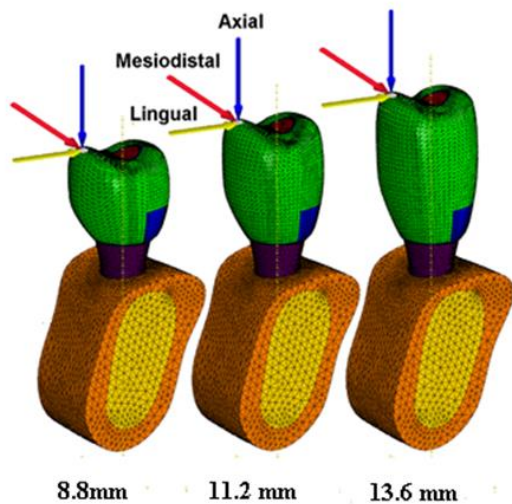
تصویر ۲: سطح مقطع سه بعدی مجموعه اعضای ایمپلنت ۸ میلی متری

به منظور کاهش تعداد اجزای آنالیز، استخوان در نقاطی که در تصویر ۳ نشان داده شده است، برش داده شد و کوچک گردید. ایمپلنت در ناحیه پره مولار دوم مندیبل به صورت عمود بر استخوان قرار داده شد. شبیه‌سازی‌های دینامیکی در نرم‌افزار Abaqus (Dassault systems, Vélizy-Villacoublay, France) انجام شد و از المان تتراهدراول برای المان‌بندی کل مدل‌ها استفاده شد. شبیه‌سازی شامل دو مرحله بود؛ در مرحله ابتدایی برای دستیابی به گشتاور توصیه شده ی ۳۵N/cm و در نتیجه دستیابی به یک کلمپ مناسب، پیچ اباتمنت توسط آچار به اندازی کافی چرخانده شد. در مرحله بعدی آچار حذف شد و سه نیروی خارجی اگزیتال (۱۱۴/۶N)، باکولینگوال (۱۷/۱N) و مزودیستال

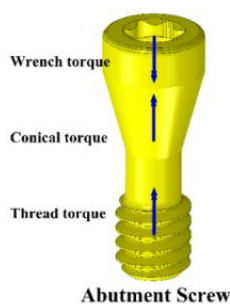
از آنجایی که شرایط استواینترینگ در نظر گرفته شده است، لذا تماس بین سطوح ایمپلنت-استخوان و پرسن-فریم به صورت گره (جوش) در نظر گرفته شد.^(۹) شرایط اولیه قرارگیری پیچ اباتمنت در داخل مجموعه ایمپلنت به صورت کاملاً محکم بود. برای کلیه سطوح تماسی بین اعضای ایمپلنت، برای مرحله سفت کردن پیچ، مقدار ضریب اصطکاک جنبشی (μ_k)، ۱۲/۰، و برای مرحله اعمال نیرو، مقدار ضریب اصطکاک ایستایی (μ_s)، ۱۶/۰، در نظر گرفته شد که کمی بیشتر از ضریب اصطکاک جنبشی بود (۸۷/۸۸). سطح مقطع مدل‌های CAD هر دو ایمپلنت همراه با مجموعه پروتزی با چهار ارتفاع عمودی تاج مختلف در تصاویر ۱ و ۲ نشان داده شده است.



تصویر ۱: سطح مقطع سه بعدی مجموعه اعضای ایمپلنت ۴ میلی متری



تصویر ۳: مدل های سه بعدی مجموعه ی ایمپلنت های با ارتفاع تاج متفاوت، احاطه شده با استخوان کورتیکال و تراپیکولار به روش اجزای محدود. بارگذاری ایمپلنت ها در سه جهت آگزیال، باکولینگوال و مزودیستال انجام شده است.



تصویر ۴: مکان و جهت گشتاورها در پیچ اباتمنت

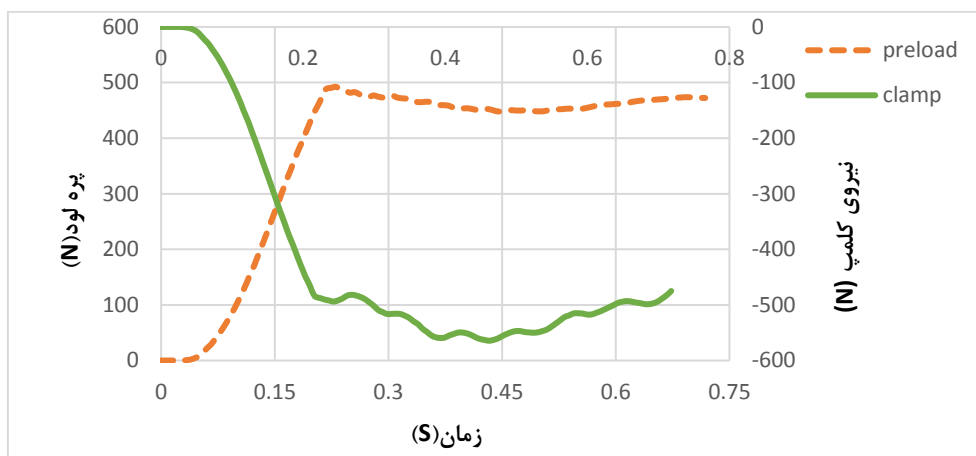
($23/4N$) با میانگین $118/2N$ و با زاویه $75/8$ درجه نسبت به صفحه اکلوزال (با توجه به اینکه تمایل محوری مزیال و لینگوال ایمپلنت ۹ درجه است)، به رأس کاسپ باکال در مدت زمان $0/5$ ثانیه اعمال شد. (تصویر ۳) (۲۵) مدت زمان اعمال نیرو یکی از پارامترهای مهم تاثیرگذار در فرآیند تحلیل می باشد. این زمان بر اساس مطالعه ی Po و همکاران (۲۶) انتخاب شد که نشان می دهد، هر چرخه ی جویدن تقریباً $0/5$ ثانیه طول می کشد.

یافته ها

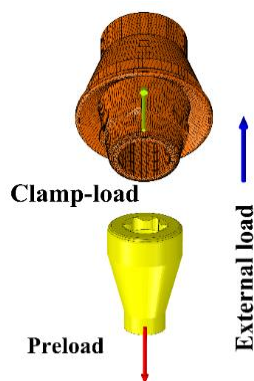
نتایج آنالیز برای هر دو ایمپلنت نشان می دهد، حداکثر مقدار گشتاور آچار در مرحله سفت کردن پیچ برابر $35N/cm$ است که همان گشتاور توصیه شده ی کارخانه می باشد. همچنین در این مرحله، مقادیر گشتاور کونیکال و رزوه ای به ترتیب $26/2N/cm$ و $8/8N/cm$ می باشند.

در مرحله دوم، با حذف آچار و اعمال نیروی خارجی، گشتاور آچار برای هر دو ایمپلنت میرا شده و حذف می شود. مقادیر گشتاور کونیکال و رزوه ای با یکدیگر مساوی اما در خلاف جهت یکدیگر شدند، بنابراین همدیگر را خنثی کردند (تصویر ۴).

مقادیر پریلود (کششی) و نیروی کلمپ (فشاری) در انتهای فرایند سفت کردن پیچ (مرحله اول) در همه حالت های زاویه فیکسچر، $487N$ بود. در مرحله دوم، با حذف آچار و اعمال نیروی خارجی، که هم جهت با نیروی کلمپ و در خلاف جهت با پریلود بود، اندازه مقادیر حداقل پریلود و حداکثر نیروی کلمپ برای حالت قرارگیری عمودی برای هر دو ایمپلنت برابر 486 و 562 نیوتن بود (نمودار ۱، تصویر ۵ و جدول ۳).



نمودار ۱: مقادیر پریلود و نیروی کلمپ بر تابعی از زمان



تصویر ۵: راستای پریلود (فلش قرمز)، نیروی کلمپ (فلش سبز) و مولفه محوری نیروی خارجی (فلش آبی)

جدول ۳: توزیع مقادیر پریلود و نیروی کلمپ در ارتفاع‌های مختلف تاج ایمپلنت‌ها

ارتفاع عمودی تاج (mm)	پره لود (نیوتن) (N)			نیروی کلمپ (نیوتن) (N)				
	حداقل	میانگین	حداکثر	دامنه تغییرات	حداکثر	میانگین	حداقل	دامنه تغییرات
۸/۸	۴۶۹	۴۷۸	۴۸۷	۱۸	-۶۷۷	-۵۹۰	-۵۰۳	۱۷۴
۱۱/۲	۴۶۳	۴۷۸	۴۹۳	۳۰	-۷۲۰	-۵۹۰	-۴۶۰	۲۶۰
۱۳/۶	۴۵۲	۴۷۸	۵۰۴	۵۲	-۷۷۳	-۵۹۰	-۴۰۷	۳۶۶

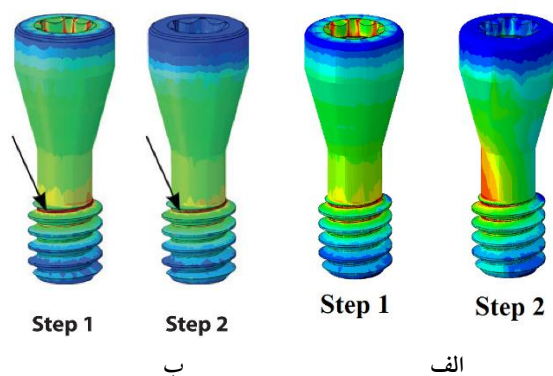
میزر در پیچ اباتمنت با نرخ بیشتری نسبت به ایمپلنت ۸mm اتفاق افتاد. مقادیر تنش پیچ اباتمنت در محل بیشترین اثر نیروی خارجی، در هر سه ارتفاع عمودی تاج، برای ایمپلنت

در هر دو ایمپلنت، با افزایش ارتفاع عمودی تاج، مقدار تنش میز در پیچ اباتمنت کاهش یافت. همچنین در ایمپلنت ۸mm، با افزایش ارتفاع عمودی تاج، کاهش تنش

نسبت به ۸mm نسبت به ایمپلنت ۴mm، بیشتر بود. (جدول ۴ و تصویر ۶). تنش مایز در اباتمنت-فریم ایمپلنت ۴mm نسبت به ایمپلنت ۸mm در هر سه ارتفاع عمودی تاج، بیشتر (تقریباً دو برابر) بود (جدول ۵ و تصویر ۷). در هر دو ایمپلنت با افزایش ارتفاع عمودی تاج، مقادیر تنش مایز در اباتمنت-فریم افزایش یافت. همچنین مقادیر

جدول ۴ : مقادیر تنش مایز در پیچ اباتمنت ایمپلنت ها در محل بیشترین اثر نیروی خارجی بر حسب مگاپاسکال در مرحله سفت کردن پیچ (مرحله اول) و وارد کردن نیروی مایل خارجی (مرحله دوم)

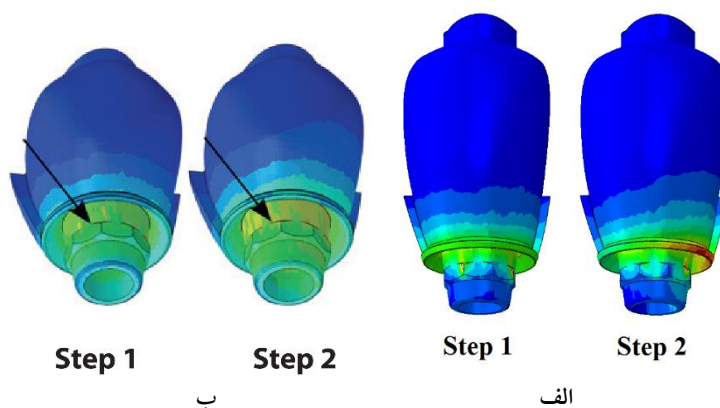
ایمپلنت ۸mm		ایمپلنت ۴mm		ارتفاع عمودی تاج (mm)
مرحله ۲	مرحله ۱	مرحله ۲	مرحله ۱	
۴۵۳(MPa)	۵۴۰(MPa)	۴۰۱/۶(MPa)	۵۵۰(MPa)	۸/۸
۴۵۱(MPa)	۵۴۰(MPa)	۳۷۱/۸(MPa)	۵۵۰(MPa)	۱۱/۲
۴۴۳(MPa)	۵۴۰(MPa)	۳۱۷/۲(MPa)	۵۵۰(MPa)	۱۳/۶



تصویر ۶ : نمای شماتیک توزیع تنش مایز در پیچ اباتمنت ایمپلنت ۴mm (الف) و ایمپلنت ۸mm (ب) (رنگ بندی بر اساس بزرگی مقادیر تنش به ترتیب: قرمز، نارنجی، زرد، سبز و آبی می باشد)

جدول ۵ : مقادیر تنش مایز در اباتمنت-فریم ایمپلنت ها در محل بیشترین اثر نیروی خارجی بر حسب مگاپاسکال در مرحله سفت کردن پیچ (مرحله اول) و وارد کردن نیروی مایل خارجی (مرحله دوم)

ایمپلنت ۸mm		ایمپلنت ۴mm		ارتفاع عمودی تاج (mm)
مرحله ۲	مرحله ۱	مرحله ۲	مرحله ۱	
۱۲۵/۵(MPa)	۹۰(MPa)	۲۳۷/۶(MPa)	۱۷۲(MPa)	۸/۸
۱۳۵/۵(MPa)	۹۰(MPa)	۲۶۱/۶(MPa)	۱۷۲(MPa)	۱۱/۲
۱۵۱(MPa)	۹۰(MPa)	۲۸۷/۴(MPa)	۱۷۲(MPa)	۱۳/۶



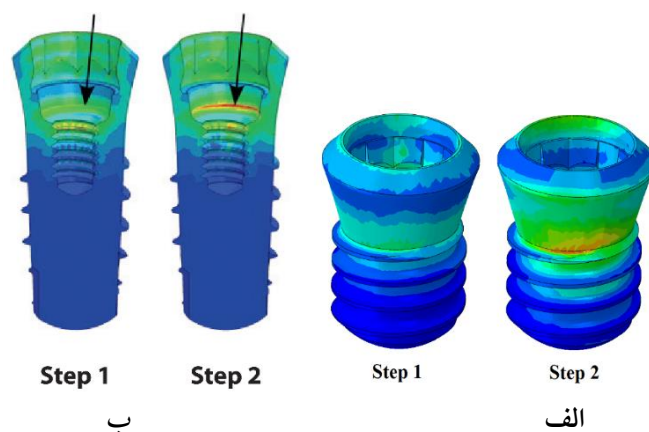
تصویر ۷: نمای شماتیک توزیع تنش مایز در اباتمنت-فریم ایمپلنت ۴mm (الف) و ایمپلنت ۸mm (ب) (رنگ بندی بر اساس بزرگی مقادیر تنش به ترتیب: قرمز، نارنجی، زرد، سبز و آبی می باشد).

عمودی تاج، برای فیکسچر ۴mm نسبت به فیکسچر ۸mm بیشتر بود (جدول ۶ و تصویر ۸).
مقادیر حداکثر تنش فشاری به استخوان اطراف هر دو ایمپلنت با افزایش ارتفاع عمودی تاج افزایش یافت. همچنین حداکثر تنش فشاری در اطراف استخوان ایمپلنت ۴mm بیشتر از ایمپلنت ۸mm بود (جدول ۷ و تصویر ۹).

بیشترین مقدار تنش مایز در فیکسچر ۸mm مربوط به ارتفاع تاج ۱۳/۶mm و کمترین تنش مربوط به ارتفاع تاج ۸/۸mm بود. اما در فیکسچر ۴mm، بیشترین مقدار تنش مربوط به ارتفاع ۱۱/۲mm و کمترین مقدار مربوط به ارتفاع ۸/۸mm بود. همچنین مقادیر تنش مایز در هر سه ارتفاع

جدول ۶: مقادیر تنش مایز در فیکسچر ایمپلنت ها در محل بیشترین اثر نیروی خارجی بر حسب مگاپاسکال در مرحله سفت کردن پیچ (مرحله اول) و وارد کردن نیروی مایل خارجی (مرحله دوم)

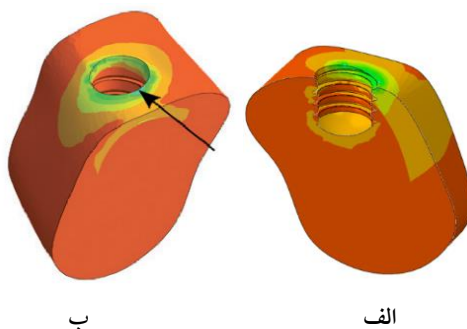
ایمپلنت ۸mm		ایمپلنت ۴mm		ارتفاع عمودی تاج (mm)
مرحله ۲	مرحله ۱	مرحله ۲	مرحله ۱	
۲۶۶/۶(MPa)	۱۸۰(MPa)	۳۴۸/۶(MPa)	۲۰۲(MPa)	۸/۸
۲۷۸(MPa)	۱۸۰(MPa)	۵۱۴/۹(MPa)	۲۰۲(MPa)	۱۱/۲
۲۹۱/۵(MPa)	۱۸۰(MPa)	۴۹۱/۴(MPa)	۲۰۲(MPa)	۱۳/۶



تصویر ۸: نمای شماتیک توزیع تنش مایز در فیکسچر ایمپلنت کوتاه ۴mm (الف) و ایمپلنت ۸mm (ب) (رنگ بندی بر اساس بزرگی مقادیر تنش به ترتیب: قرمز، نارنجی، زرد، سبز و آبی می باشد).

جدول ۷: مقادیر حداکثر تنش فشاری در استخوان اطراف ایمپلنت ۴ و ۸ میلی متری بر حسب مگاپاسکال در مرحله سفت کردن پیچ (مرحله اول) و وارد کردن نیروی مایل خارجی (مرحله دوم)

ایمپلنت ۸mm		ایمپلنت ۴mm		ارتفاع عمودی تاج (mm)
مرحله ۲	مرحله ۱	مرحله ۲	مرحله ۱	
-۴۷(MPa)	-۱۴(MPa)	-۷۳(MPa)	-۱۴(MPa)	۸/۸
-۵۳(MPa)	-۱۵/۵(MPa)	-۹۸(MPa)	-۱۵/۵(MPa)	۱۱/۲
-۶۱(MPa)	-۱۵(MPa)	-۱۲۱(MPa)	-۱۵(MPa)	۱۳/۶



تصویر ۹: نمای شماتیک توزیع تنش فشاری در استخوان اطراف ایمپلنت ۴mm (الف) و ایمپلنت ۸mm (ب) (رنگ بندی بر اساس بزرگی مقادیر تنش به ترتیب: سبز، زرد و نارنجی می باشد)

چنین حداکثر تنش کششی در اطراف استخوان ایمپلنت ۴mm بیشتر از ۸mm بود. بنابراین نتایج بدست آمده در

مقادیر حداکثر تنش کششی به استخوان اطراف هر دو ایمپلنت با افزایش ارتفاع عمودی تاج افزایش یافت. هم

ایمپلنت ندارد اما موجب عوارض پروتزی قابل توجهی مثل شل شدن پیچ، شکستن اجزای ایمپلنت و پریدگی پرسلن می گردد.

در مرحله ی اول این مطالعه، گشتاور رزوه ای در نتیجه مقاومت چرخشی بین سطوح پیچ اباتمنت و اباتمنت ایجاد شد. همچنین گشتاور کونیکال در نتیجه مقاومت چرخشی بین سطوح پیچ اباتمنت و فیکسچر بوجود آمد. مجموع مقادیر این گشتاورها با گشتاور توصیه شده ی سازنده مطابقت داشت. در این مرحله مقادیر پره لود یا تنش کشش در مقطع عرضی پیچ اباتمنت و نیروی کلامپ یا تنش فشاری در سطح مقطع عرضی سطوح تماسی برابر، اما در جهت عکس بود و نیز توزیع یکنواخت داشت. بنابراین اجزای هر دو ایمپلنت در معرض تنش قرار گرفتند.

Jorn و همکارانش^(۳۰) اظهار کردند که برای بررسی ایمپلنت دندانی با شرایط واقعی، پره لود پیچ باید مورد توجه قرار گیرد. برای مطالعه اثر دینامیک ارتفاع عمودی تاج بر تمام اجزای ایمپلنت، باید یک مجموعه پایدار بدست آید. هدف از استفاده از گشتاور توصیه شده، ایجاد یک پره لود و نیروی کلامپ قابل قبول برای دستیابی به یک اتصال پایدار و در نتیجه تشکیل مجموعه ایمپلنت بود. این اتصال پایدار بدرستی بارهای خارجی را تحمل می کند.^(۳۱) مطالعات قبلی نشان می دهد که اجزای ایمپلنت، اغلب بیش از ۸۰ درصد بار اضافی را تحمل می کنند.^(۳۱)

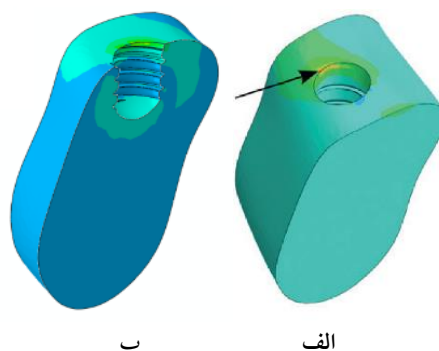
مورد حداکثر تنش فشاری و کششی استخوان با افزایش ارتفاع عمودی تاج، مشابه یکدیگر بود (جدول ۸ و تصویر ۱۰).

بحث

موفقیت درمان ایمپلنت نه تنها به استنواپتگیشن بلکه همچنین به جنبه های بیومکانیکی وابسته است.^(۲۷) ارتفاع عمودی تاج بیش از حد می تواند مقدار نیرو و تنش وارد بر ایمپلنت و استخوان احاطه کننده را از طریق مکانیسم اهرمی افزایش دهد.^(۱۲و۵) بعلاوه ارتفاع عمودی تاج بزرگتر همراه با طول های کوتاه تر ایمپلنت ممکن است موجب تنش بیشتر گردد.^(۱۱) یک ایمپلنت کوتاه تر در مقایسه با ایمپلنت بلندتر با طول تاج یکسان، نسبت طول تاج به ایمپلنت بزرگتری دارد. بنابراین در ایمپلنت های کوتاه عوارض بیومکانیکی باید پیش بینی گردد. با این حال تحقیقات قبلی نشان داده اند که ایمپلنت های کوتاه بدون در نظر گرفتن نسبت طول تاج به ایمپلنت از نظر بالینی موفق هستند.^(۲۸) بر اساس نتایج یک مطالعه ی آنالیز اجزای محدود، افزایش ارتفاع عمودی تاج، به ویژه تحت نیروهای مایل، می تواند تاثیر مخربی بر توزیع استرس روی پیچ داشته باشد.^(۱۲) Urdaneta و همکارانش^(۲۹) ۳۲۶ ایمپلنت با میانگین نسبت طول تاج به ایمپلنت ۱/۶ را مورد بررسی قرار دادند. نتایج این مطالعه نشان داد که نسبت طول تاج به ایمپلنت بیش از حد، تاثیر منفی بر تحلیل استخوان اطراف

جدول ۸: مقادیر حداکثر تنش کششی در استخوان اطراف ایمپلنت ۴ و ۸ میلی متری بر حسب مگاپاسکال در مرحله سفت کردن پیچ (مرحله اول) و وارد کردن نیروی مایل خارجی (مرحله دوم)

ایمپلنت ۸mm		ایمپلنت ۴mm		ارتفاع عمودی تاج (mm)
مرحله ۲	مرحله ۱	مرحله ۲	مرحله ۱	
۳۰/۴(MPa)	۱۰/۸(MPa)	۴۱/۵(MPa)	۱۰/۸(MPa)	۸/۸
۳۳/۶(MPa)	۱۰/۲(MPa)	۶۵/۵(MPa)	۱۰/۲(MPa)	۱۱/۲
۴۰/۹(MPa)	۹/۲(MPa)	۱۰۲(MPa)	۹/۲(MPa)	۱۳/۶



تصویر ۱۰: نمای شماتیک توزیع تنش کششی در استخوان اطراف ایمپلنت ۴mm (الف) و ایمپلنت ۸mm (ب) (رنگ بندی بر اساس بزرگی مقادیر تنش به ترتیب: قرمز، نارنجی، زرد، سبز و آبی می باشد).

کاهش یافت. در پیچ اباتمنت افزایش تنش ناشی از نیروی خمش در یک طرف محور خنثی، تقریباً با کاهش تنش ناشی از کاهش بار پیچ به اندازه ۲۲N خنثی شد. این موضوع حتی در ارتفاع عمودی تاج ۱۳/۶mm هم صادق بود. با این وجود کاهش تنش ناشی از نیروی خمش در طرف دیگر محور خنثی در کنار کاهش تنش ناشی از کاهش بار پیچ، می تواند یک عیب در نظر گرفته شود، زیرا که ممکن است موجب افزایش احتمال شل شدن پیچ و شکست ناشی از خستگی گردد. در اباتمنت و فیکسچر، افزایش تنش ناشی از نیروی خمش در یک طرف محور خنثی در کنار افزایش تنش ناشی از افزایش بار روی اباتمنت و فیکسچر به اندازه ۹۰ نیوتن، می تواند باعث شکستگی شود.

با افزایش ارتفاع عمودی تاج در هر دو ایمپلنت، تنش در فیکسچر و فریم-اباتمنت و استخوان اطراف ایمپلنت افزایش، اما تنش در پیچ اباتمنت کاهش می یابد. همچنین تنش در پیچ اباتمنت ایمپلنت ۴mm برای همه ی مقادیر ارتفاع عمودی تاج نسبت به ایمپلنت ۸mm کمتر بود و تنش در اباتمنت و فیکسچر ایمپلنت ۴mm برای همه ی مقادیر ارتفاع عمودی تاج، نسبت به ایمپلنت ۸mm بیشتر بود. در ایمپلنت ۴mm با افزایش ارتفاع عمودی تاج، تنش مایز در

در مرحله دوم، گشتاور آچار حذف شد و در هر دو ایمپلنت، گشتاور کونیکال و رزوه ای یکدیگر را خنثی کردند. هنگامی که یک نیروی خارجی مایل به اندازه ۱۱۸/۲N با زاویه ۷۵/۸ درجه نسبت به پلن اکلوزال اعمال شد، ۱۱۲N از نیروی محوری موثر به محل اتصال منتقل شد که ۱۹/۶ درصد از آن (معادل ۲۲N) به پیچ اباتمنت وارد شد و ۸۰/۴ درصد از آن (معادل ۹۰N) به سایر اجزا شامل اباتمنت و فیکسچر وارد شد. به دلیل اینکه نیروی فشاری خارجی در جهت مخالف پره لود اما هم جهت با نیروی کلامپ بود، با افزایش ارتفاع عمودی تاج، در هر دو ایمپلنت، بار روی پیچ کاهش یافت و بار روی اباتمنت و فیکسچر افزایش یافت.

با افزایش تنش و نیروی غیرمتعارف، احتمال شل شدن و شکستن پیچ افزایش می یابد. در یک مطالعه، شکست ناشی از خستگی به افزایش دامنه ی تغییرات نیروها و شل شدن پیچ به کاهش متوسط بار پیچ نسبت داده شده است.^(۳۱) در مرحله ی دوم این مطالعه، توزیع بار پیچ و بار روی اباتمنت و فیکسچر در مقطع عرضی براساس مکانیسم خمش در مقایسه با مرحله ی اول غیریکنواخت بود. همزمان استرس در یک طرف محور خنثی افزایش و در طرف دیگر

مختلف ایمپلنت با اشکال، زوایا و درجات سختی متنوع و همچنین به کار بردن زوایای متفاوت اعمال بار داشته باشد. همچنین در اکثر مطالعات دیگر، نیروی خارجی بدون در نظر گرفتن پره لود به ایمپلنت وارد شد^(۲۷) که می تواند توجیه کننده ی تفاوت در نتایج باشد.

در این شبیه سازی، پیچاندن پیچ باعث ایجاد تنش فشاری و کششی اندکی در استخوان اطراف گردید که در نتیجه ی ریمادلینگ استخوان کاهش یافت. این تنش باقی مانده کم بود و در این مطالعه در نظر گرفته نشد.

در مرحله ی دوم، در ایمپلنت ۸mm، افزایش ارتفاع عمودی تاج، موجب افزایش تنش فشاری تا ۳۹ درصد و تنش کششی تا ۶۰ درصد شد. در ایمپلنت ۸mm افزایش ارتفاع عمودی تاج موجب افزایش تنش فشاری تا ۲۳ درصد و تنش کششی تا ۲۵ درصد شد. همچنین کاهش اندازه ی ایمپلنت (افزایش نسبت طول تاج به ایمپلنت) موجب افزایش تنش فشاری و کششی در استخوان اطراف ایمپلنت گردید. نتیجه فوق در توافق با نتایج بدست آمده در مطالعه Bulaqi و همکاران^(۹) می باشد. از طرف دیگر این پرسش که آیا افزایش تنش فشاری و کششی ناشی از افزایش ارتفاع عمودی تاج و نسبت طول تاج به ایمپلنت می تواند منجر به افزایش احتمال تحلیل استخوان اطراف ایمپلنت گردد یا خیر، باید توسط اطلاعات تکمیلی نتایج مطالعات بالینی، پاسخ داده شود. نتایج مطالعه ی بالینی Blanes و همکاران^(۳۳) نشان می دهد که افزایش نسبت طول تاج به ایمپلنت تأثیری بر تحلیل استخوان اطراف ایمپلنت ندارد و حتی یک مقاله به نسبت معکوس بین این دو اشاره داشت.

آنالیز اجزای محدود مانند تمام مطالعات شبیه سازی کامپیوتری، محدودیت هایی دارد. برای مثال خواص مواد مورد مطالعه، ایزوتروپیک، هموزن و خطی در نظر گرفته

پیچ اباتمنت، ۲۱ درصد کاهش، در فریم اباتمنت ۱۷/۳ درصد افزایش و در فیکسچر ۲۹ درصد افزایش یافت. در ایمپلنت ۸mm با افزایش ارتفاع عمودی تاج، تنش مایز در پیچ اباتمنت، ۲/۲ درصد کاهش، در فریم-اباتمنت ۱۶/۸ درصد افزایش و در فیکسچر ۸/۵ درصد افزایش یافت. بنابراین اگرچه افزایش ارتفاع عمودی تاج و نسبت طول تاج به ایمپلنت تنش وارد بر پیچ اباتمنت را به عنوان ضعیف ترین عضو مجموعه ی ایمپلنت کاهش می دهد، اما ممکن است موجب افزایش شکست ناشی از خستگی در اباتمنت و فیکسچر گردد. بنابراین مشکلات احتمالی باید پیش بینی گردد.

در این مطالعه تمرکز تنش در پیچ اباتمنت هر دو ایمپلنت با افزایش ارتفاع تاج کمی کاهش یافت. با افزایش ارتفاع عمودی تاج، به سایر قسمت ها به طور فزاینده ای فشار بیشتری وارد می شود که ممکن است کاهش جزئی تنش در پیچ را توجیه کند. با این وجود این نتیجه در تضاد با نتایج مطالعه ی deMoraes و همکاران^(۲۷) بود که گزارش کرد، با افزایش ارتفاع عمودی تاج، تمرکز تنش در پیچ افزایش می یابد. هر چند در این مطالعه نیروی خارجی بدون در نظر گرفتن پره لود به ایمپلنت وارد شد که می تواند توجیه کننده تفاوت در نتایج باشد. در مطالعه ی Bulaqi و همکاران^(۹)، که نیروی مایل با در نظر گرفتن پره لود به ایمپلنت ۸mm وارد شد با افزایش ارتفاع عمودی تاج، تمرکز تنش در پیچ اباتمنت کاهش یافت که در توافق با نتایج مطالعه ی حاضر می باشد.

در مطالعه ی دیگری، افزایش شدید تنش و شکستن پیچ اباتمنت با اعمال نیروهای خارج محوری گزارش شده است.^(۳۲) تفاوت در نتایج مطالعات مختلف ممکن است ریشه در استفاده از روش های مختلف انجام مطالعه، اعم از آنالیز اجزای محدود یا بالینی و نیز استفاده از برندهای

ارتفاع عمودی تاج، برای ایمپلنت 4mm کمتر از 8mm است. از طرف دیگر مقدار تنش وارد بر اباتمنت و فیکسچر در هر سه ارتفاع عمودی تاج، برای ایمپلنت 4mm بیشتر از ایمپلنت 8mm بود. با افزایش ارتفاع عمودی تاج تنش فشاری و کششی در استخوان اطراف هر دو ایمپلنت افزایش یافت. مقادیر تنش فشاری و کششی در استخوان اطراف ایمپلنت 4mm بیشتر از ایمپلنت 8mm بود.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از مشاور بخش نرم افزاری تحقیق جناب آقای مهندس حداد عربی بلاغی، جناب آقای مهندس سیدمحمدکاظم پور و مسئول محترم کتابخانه دانشکده دندانپزشکی سرکار خانم راشین یغمایی تقدیر و تشکر به عمل می آید.

شد که با شرایط بالینی و خواص واقعی بافت استخوان متفاوت است. بنابراین نتایج آن باید توسط مطالعات بالینی تایید گردد.^(۲۷) همچنین در این مطالعه تنها از یک سیستم ایمپلنتی برای شبیه سازی ژئومتری اجزا استفاده شد که محدودیت آن عدم امکان مقایسه ی نتایج بین چند سیستم ایمپلنت با ژئومتری های مختلف و نیز تعمیم نتایج است.

نتیجه گیری

تحت نیروی مایل، فریم اباتمنت و فیکسچر، ۸۰ درصد از نیروی محوری خارجی را تحمل می کنند و ۲۰ درصد باقی مانده به پیچ اباتمنت وارد می شود. در هر دو ایمپلنت 4mm و 8mm، با افزایش ارتفاع عمودی تاج، تنش وارد بر پیچ اباتمنت کاهش و تنش وارد بر اباتمنت و فیکسچر افزایش می یابد. مقادیر تنش وارد بر پیچ اباتمنت در هر سه

منابع

1. Field C, Li Q, Li W, Swain M. Biomechanical response in mandibular bone due to mastication loading on 3-unit fixed partial dentures. J Dent Biomech 2010;2010:902537.
2. Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. J Prosthet Dent 2004;91(4):319-25.
3. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. J Dent 2002;30(1):41-6.
4. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res 2004; 15(6):667-76.
5. Kim YK, Kim SG, Yun PY, Hwang JW, Son MK. Prognosis of single molar implants: a retrospective study. Int J Periodontics Restorative Dent 2010;30(4):401-7.
6. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7(3):353-9.
7. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implant 1992; 7(1):26-33.
8. Quaranta A, Piemontese M, Rappelling G, Sammartino G, Procaccini M. Technical and biological complications related to crown to implant ratio: a systematic review. Implant Dent 2014; 23(2):180-7.
9. Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Safari H, Samandari MM, Geramipناه F. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: a finite element analysis. J Prosthet Dent 2015;113(6):548-57.
10. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. Clin Oral Implants Res 1998; 9(6):407-18.
11. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. J Prosthet Dent 2004;91(1):20-5.
12. Moraes SL, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF Jr, Silva JV. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2015;18(7):689-96.

13. Nissan J, Gelfan O, Gross O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of crown/implant ratio and crownheight space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *J Oral Maxillofac Surg* 2011;69(7):1934-9.
14. Nissan J, Gross O, Ghelfan O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of splinting implant-supported restorations on stress distribution of different crown-implant ratios and crown height spaces. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69(12):2990-4.
15. English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dent* 1993;2(4):221-42.
16. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(3):357-68.
17. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(2):142-6.
18. Snauwaert K, Duyck J, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. *Clin Oral Investig* 2000;4(1):13-20.
19. Romeo E, Bivio A, Mosca D, Scanferla M, Ghisolfi M, Storelli S. The use of short dental implants in clinical practice: literature review. *Minerva Stomatol* 2010;59(1-2):23-31.
20. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent* 2005;94(4):377-81.
21. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-9.
22. Papakostas GI, McGrath P, Stewart J, Charles D, Chen Y, Mischoulon D, et al. Psychic and somatic anxiety symptoms as predictors of response to fluoxetine in major depressive disorder. *Psychiatry Res* 2008;161(1):116-20.
23. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62(2):155-9.
24. Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):355-66.
25. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(2):153-61.
26. Po JM, Kieser JA, Gallo LM, Tesenyi AJ, Herbison P, Farella M. Time-frequency analysis of chewing activity in the natural environment. *J Dent Res* 2011;90(10):1206-10.
27. de Moraes SL, Verri FR, Santiago JF Jr, Almeida DA, de Mello CC, Pellizzer EP. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Braz Dent J* 2013;24(6):635-41.
28. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-82.
29. Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(4):729-43.
30. Jorn D, Kohorst P, Besdo S, Rucker M, Stiesch M, Borchers L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *J Prosthet Dent* 2014;112(2):340-8.
31. Budynas RG, Nisbett JK. Shigley's mechanical engineering design. 9th ed. New York: McGraw-Hill; 2011. P. 221-35, 435-7.
32. das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants-an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(1):86-93.
33. Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(Suppl 4):67-72.