

بررسی انواع اباتمنت‌های پیچی در محل اتصال با فیکسچر با روش المان محدود در موقعیت دندان لترال

زینب ارسالانلو*#، رضا تلچی**، کامبیز قائمی اسکویی***، لطیف ترابی نژاد****

* دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، طراحی کاربردی، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه ولی عصر رفسنجان، ایران

** دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، طراحی کاربردی دانشکده علوم و مهندسی، دانشگاه صنعتی شریف، پردیس بین الملل کیش، ایران

*** استادیار گروه مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تهران، پردیس بین الملل کیش، ایران

**** دندانپزشک

تاریخ ارائه مقاله: ۹۳/۲/۲۲ - تاریخ پذیرش: ۹۳/۹/۲۳

Investigate Screw Types of Implants in Implant Connection by Finite Element Method on Lateral Incisor Situation

Zeinab Arsalanloo*#, Reza Telchi**, Kambiz Ghaemi Osgouie***, Latifeh Torbianejad****

* Dept of Mechanical Engineering, School of Engineering, Vali-e-Asr. University, Rafsanjan, Iran

** School of Science and Engineering, Sharif University of Technology, International Campus, Kish, Iran

*** Department of Mechatronics, University of Tehran, Kish International Campus, Iran

**** Dentist

Received: 12 May 2014 ; Accepted: 14 December 2014

Introduction: In addition to successful osseointegration, the goal of the modern implant therapy is to provide an esthetic and functional restoration similar to natural dentition. To this end, lots of problems still remain, including a loose abutment which often leads to patient dissatisfaction. Herein, it is aimed to investigate the mechanical properties, contact surface design in screw type abutments.

Materials & Methods: In the present study, five implant systems were evaluated through 103 finite element complex models subjected to static, dynamic, thermal, and cyclic loads to simulate stress distribution in abutments and fixtures in the lateral incisor position.

Results: Between the two types of the threaded abutments, one-piece screw abutments showed higher stiffness than two-piece abutments with retain screws.

Conclusions: Despite the higher resistance of one-piece abutments compared to the two-piece abutments in internal connection implant systems, due to the diverse designs of implants, the results may vary in different systems. Hence, improvements in the design of the connection between the internal fixture and the abutment, holds a significant role in the loosening resistance.

Key words: Dental implant, lateral incisor, screw loosening, screw abutment, finite element analysis.

Corresponding Author: rezatelchi@gmail.com, rezatelchi@sharif.edu

J Mash Dent Sch 2015; 39(1): 21-34 .

چکیده

مقدمه: هدف درمان ایمپلنت‌های مدرن، علاوه بر موفقیت‌آمیز بودن کاشت ایمپلنت، فراهم آوردن عملکرد، زیبایی و پایداری، مشابه دندان طبیعی است. یکی از مشکلاتی که اغلب در ایمپلنت‌های دندانی مشاهده شده و باعث عدم رضایت بیماران می‌گردد، شل شدن اباتمنت می‌باشد. لذا هدف این تحقیق، بررسی ویژگی‌های مکانیکی، طراحی سطح تماس فیکسچر- اباتمنت، در سیستم‌های ایمپلنتی با انواع اباتمنت‌های پیچی (یک/دو تکه) بود.

مولف مسؤول، نشانی: ارومیه، خیابان شهید دستغیب، خیابان مدیریت، روبروی مجتمع آپارتمانی لاله، پلاک ۱۳۸، کدپستی: ۵۷۴۷۹۱۶۷۳، تلفن: ۰۹۱۴۷۹۴۱۱۴۶

E-mail: rezatelchi@gmail.com, rezatelchi@sharif.edu

مواد و روش‌ها: تحقیق حاضر، ۵ نوع سیستم ایمپلنتی تجاری، با حدود ۱۰۳ مدل سه بعدی مربوط به مجموعه فیکسچر- اباتمنت، را پس از مدل‌سازی دقیق و شبیه‌سازی تحت اثر بارهای استاتیکی، دینامیکی و سیکلی در موقعیت دندان لترال مورد تحلیل المان محدود قرار داد.

یافته‌ها: به طور کلی اباتمنت‌های پیچی یک تکه، مقاومت بالاتری نسبت به انواع همراه با پیچ نگهدارنده (دو تکه) در برابر شل‌شدگی نشان دادند.

نتیجه‌گیری: توجه به طراحی قسمت اتصال و چگونگی طراحی‌های داخلی فیکسچر و اباتمنت می‌تواند در میزان مقاومت به شل‌شدگی موثر باشد.

کلمات کلیدی: ایمپلنت دندان، دندان لترال، اباتمنت پیچی، آنالیز المان محدود.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۴ دوره ۳۹ / شماره ۱: ۳۴-۲۱.

مقدمه

موفقیت ایمپلنت دندان، به پایداری اولیه و طولانی مدت، یکپارچگی آن و عوامل موثر در طراحی آن، مانند جنس، ابعاد و اندازه، روش کاشت، عوارض ناشی از بافت نرم اطراف و در نهایت پیچیدگی‌های مکانیکی، شامل طراحی اباتمنت و تکنیک مورد استفاده برای پیچ اباتمنت، به منظور اتصال به ایمپلنت، بستگی دارد. اکنون تلاش‌های زیادی در جهت کاهش مشکل شل‌شدن پیچ و شکست آن، به‌ویژه در موارد جایگزینی تک‌دندان صورت گرفته، لیکن این معضل هنوز مرتفع نگردیده است. شل‌شدن پیچ، عوارضی همچون، شکایت بیمار از دردناک بودن، بیماری‌های پریودنتال زخم، تورم و عدم ثبات پروتز برای بیماران به دنبال خواهد داشت. طبق بررسی‌های به عمل آمده حداکثر نیروی محکم کردن پیچ، باید ۷۵٪ نیروی مورد نیاز جهت شکست پیچ باشد؛ تا حد مطلوب محکم کردن حاصل شود. انجام این طراحی در دهان ممکن نیست، چرا که اندازه پیچ تابع اندازه دندان است و استحکام اتصال استخوان و ایمپلنت محدودیت بیولوژیکی ایجاد می‌کند. در صورت کاربرد اصول مهندسی در محدوده حفره دهان مشکلات بالینی کمتر می‌شود.^(۱) جهت برقراری اتصالی محکم و حفظ آن میزان نیروی پیش‌بار باید بیشتر از نیروهای اکلوزالی باشد. پیش‌بار واقعی در سیستم ایمپلنت بسته به پرداخت و

پالیش سطوح، طرح پیچ، مواد و اصطکاک بین اجزا می‌باشد.^(۱-۲) در دهان بیمار، مشاهده پیچ شکسته و یا شل‌شده اباتمنت از دو بعد قابل ملاحظه است. اولاً با جایگزینی و مهارت‌های تکنیکی در تشخیص و حذف عواملی که باعث اعمال بار نابجا^۱ در سیستم شده‌اند، اباتمنت و ایمپلنت قادر به انجام فانکشن مجدد هستند. ثانیاً مکانیسم شکست ایمن^۲ در پیچ اباتمنت، بعنوان زنجیره ضعیف اتصال، می‌تواند از ایجاد مشکلات جدی‌تر، ممانعت نموده و از سایر اجزا و بافت‌های اطراف محافظت نماید و در واقع، اتصالی که قوی‌تر باشد می‌تواند با انتقال نیروهای بیشتر باعث آسیب رساندن به استخوان شود.^(۳) دربرگیرندگی محکم اجزا ضد چرخشی در ایمپلنت و اباتمنت، توزیع نیروها را از طریق گوشه‌ها ممکن می‌سازد و باعث ممانعت از چرخش پیچ اباتمنت می‌گردد؛ لذا مجموعه ایمپلنت اباتمنت خمیده شده، در صورت وجود تیرانس چرخشی زیاد، هنگام اعمال نیروها، پیچ اباتمنت می‌تواند تحت نیروهای پیچشی و خمشی قرار گرفته و شروع به شل‌شدن نموده و در نهایت، بشکند ولی اگر اباتمنت و ایمپلنت محکم یکدیگر را در بر گرفته باشند، توزیع نیروها از طریق این ساختار یکپارچه و در سیستم دو قطعه از طریق گوشه‌های هگز صورت می‌گیرد.

1. Over load
2. Fail safe

مقاومت داشته باشد. در مقابل، نوع اتصال داخلی، موجب توزیع بار در سطح فیکسچر شده که میزان شل‌شدگی را کمتر می‌کند.^(۱۰) بنابراین، اخیراً، در اکثر ایمپلنت‌ها از اباتمنت‌های نوع داخلی استفاده می‌شود. امروزه، با استفاده از اباتمنت‌های داخلی و مکانیزم اتصال پیچی اباتمنت-ایمپلنت، برخی مسائل مکانیکی از قبیل شل‌شدگی به هنگام تجاوز بارهای اکلوزال از میزان تعریف شده یا تغییر شکل‌های در اثر خزش در محل تماس اباتمنت-ایمپلنت مرفوع می‌گردند. طرح اتصال در محل اتصال ایمپلنت-اباتمنت، ممکن است بر عملکرد پروتز ایمپلنت، تأثیر بگذارد. برخی دیگر از محققان پیش‌بار واقعی به دست آمده در اجزاء را وابسته به طرح نهایی اتصال و اصطکاک بین اجزاء، با هندسه و خصوصیات مواد دانسته‌اند. برخی دیگر روی آلیاژها و خواص آن‌ها جهت کاهش شل‌شدن پیچ تأکید داشته‌اند.^(۱۱،۱۲) داشتن درک صحیحی از تمرکز تنش در ایمپلنت‌ها که تحت تأثیر شکل رزوه، گام پیچ، عرض، ارتفاع و عمق رزوه و زاویه تمایل ایمپلنت می‌باشند؛ برای ارزیابی شکست مجموعه ایمپلنت، اباتمنت و پیچ ضروری بوده و بدین منظور از روش المان محدود برای پیش‌بینی نقاط دارای بیشترین پتانسیل شکست تحت تأثیر بار استفاده می‌شود.^(۱۳)

از این رو هدف این تحقیق بررسی چگونگی اعمال تنش بر محل اتصال اباتمنت و ایمپلنت در موقعیت دندان لترال بود تا مقاومت به چرخش و شل‌شدگی آن‌ها را از طریق روش المان محدود مورد ارزیابی قرار دهد. بدین منظور از اباتمنت‌های پیچی یک تکه و دو تکه همراه با پیچ نگهدارنده برای حالت اباتمنت‌های زاویه‌دار و مستقیم استفاده شد تا ارزیابی مورد نظر به شکل صحیحی انجام گیرد

در این حالت افزایش عمق و یا ارتفاع هگز، قدری به محافظت پیچ اباتمنت، در برابر نیروهای خمشی، از طریق انتقال نیرو به دیگر اجزا کمک می‌کند.^(۴) برخی دیگر از مطالعات، کاهش ارتفاع هگز را در ایجاد تغییرات معنی‌دار، در شل‌شدن پیچ و یا کاهش نیروی لازم برای باز کردن آن بعد از اعمال نیروها در سیکل‌های طولانی مدت، مؤثر ندانسته‌اند و علت آن را بیشتر مرتبط با تورک معکوس باز کردن اباتمنت در اولین بار بعد از محکم کردن پیچ دانسته‌اند.^(۵) در صورت وجود آزادی چرخشی، تورک مناسب پیچ اباتمنت، به تنهایی قادر به ممانعت از چرخش اباتمنت حول ایمپلنت در حد تیرانس چرخشی و سایش گوشه‌ها نمی‌باشد و این نیرو به تنهایی کفایت نمی‌کند. نکته بسیار مهم دیگر، به غیر از اعمال تورک مناسب، تطابق کافی و تماس کامل سطوح متقابل است. در غیر این صورت اعمال نیرو سبب چرخش اجزا ضد چرخشی اباتمنت، حول ایمپلنت می‌شود؛^(۶) ولی مطالعات دیگر با در نظر گرفتن اینکه موقعیت‌های اولیه قرارگیری با یکدیگر متفاوت است، جابجایی چرخشی اباتمنت را حول ایمپلنت در محدوده مشابهی گزارش نموده‌اند. مشاهدات نشان می‌دهد، اعمال نیروهای خارجی باعث اضمحلال تدریجی پیش‌بار شده و سپس بخاطر ارتعاشات و سایش سطوح متقابل و آزادسازی تنش نهفته پیچ‌ها شل می‌شوند.^(۷) در سیستم اتصال اباتمنت-ایمپلنت، پیچ اباتمنت نقش مرکزی برای پایداری مکانیکی و مقاومت خستگی ایفا می‌کند. پیچ اباتمنت ایده‌آل نیازمند به داشتن قطر حداقلی قسمت سری، شل نشدن، مقاومت خستگی بهینه، توانایی در برابر اضافه بار، توانایی بالا در انتقال و تحمل بار می‌باشد.^(۸،۹) به طور تئوریک، اتصال خارجی نوع هگز، می‌تواند مستعد شل‌شدگی در حالتی باشد که پیچ اباتمنت بایستی در برابر بارهای وارده

مواد و روش‌ها

در مطالعه حاضر، ۵ سیستم، در ۱۰۳ ترکیب ساختاری شامل ۲۶ مدل فیکسچر به همراه اجزای پروتزی متناظر با هر یک انتخاب گردید؛ که مشخصات ایمپلنت‌های انتخابی به شرح زیر می‌باشند:

دو نوع ایمپلنت شرکت نوبل Nobel Biocare Management AG Switzerland، با نام‌های تجاری، نوبل ریپلیس تیپر Nobel Replace TM Tapered و نوبل اسپیدی ریپلیس Nobel Speedy TM Replaced، ساخت کشور سوئیس. یک سری از ایمپلنت شرکت نئوبیوتک Neo Biotech، با نام تجاری، سی‌ام‌آی Neo CMI Implant Internal Submerged (IS) ساخت کشور کره جنوبی. یک سری ایمپلنت شرکت دنتیوم Implantium, Dentium, US Ltd، با نام تجاری ایمپلنتیوم ImplantiumFX34، محصول کشور آمریکا، ساخته شده در کشور کره جنوبی. یک سری ایمپلنت شرکت بیودنتا Biodenta Endosteal Implant، با نام تجاری آی‌تی‌آی ITA3537 ساخت کشور سوئیس. دو سری ایمپلنت پروتم ProTem محصول شرکت دیو DIO implant system، با نام‌های تجاری بال فیکسچر Ball Post Fixture (MFB202xx) و پست فیکسچر Fixture (MFP252xxH) ساخت کشور کره جنوبی. در ابتدا جهت آماده‌سازی این مدل‌ها، طی پروسه طولانی مدت (تصویر ۱)، مدل‌های دوبعدی از ابرنقاط مطابق نمونه ایمپلنت‌های واقعی تهیه گردیدند.

با توجه به این که هر کدام از دستگاه‌های اسکن خروجی با فرمت مخصوص خود دارند. و با وجود این که نرم افزار سالیدورکس علاوه بر دارا بودن ویژگی‌های منحصر به فرد طراحی، با داشتن ماژول‌های جانبی جهت آنالیز و سرعت تحلیل بالا و امکان تحلیل محدود و تحلیل، این امکان را برای پژوهشگر فراهم می‌آورد که هر

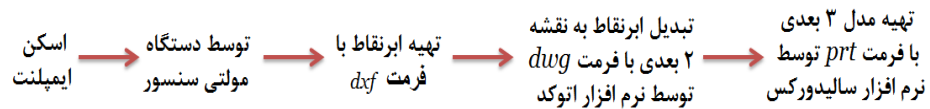
دو پروسه تبدیل از مدل ابر نقاط به مدل سطحی و مدل صلب را تواما انجام دهد. از این رو از این نرم افزار برای کوتاه‌تر کردن روند مدل سازی و همچنین جلوگیری از برخی مشکلات ناشی از محدودیت های طراحی استفاده شده است.

به دلیل حساس بودن ابعاد و کوچک بودن آنها و مهم و تاثیرگذار بودن تمام وجوه و جزئیات در روند طراحی و تحلیل ایمپلنت‌ها ابرنقاط این امکان را می‌داد که مدل‌سازی با جزئیات کامل و دقیق صورت پذیرد. مثلاً شیارها، زوایای داخلی پیچ و ... که با چشم غیر مسلح غیرقابل اندازه‌گیری‌اند و ... که باید قطعه مدل سازی می‌گردید که با روش حاضر تمام این موارد مدنظر قرار گرفته‌اند.

همچنین، جهت ارزیابی موقعیت دندان شماره دو، در فکین (تصویر ۲)، و تخمین ابعاد ابتدایی سکشن مورد نظر، مدل‌های فکین نیز به صورت مدل‌های ابرنقاط سه‌بعدی (تصویر ۳) آماده شدند.

مدل‌های ابرنقاط تهیه شده از سیستم‌های مختلف، توسط نرم‌افزار المان محدود، تبدیل به مدل‌های صلب (Solid) شدند. طبق منابع مختلف، بارهای متنوع و گوناگونی بر مجموعه دهان و فک وارد می‌شود. برای شبیه‌سازی نیروهای جویدن، سه مولفه نیرو با مقادیر نیروی ۱۷/۱، ۱۱۴/۶ و ۲۳/۴ نیوتن در سه راستای مختلف لینگوال، محوری و مزبودیستال بر ایمپلنت، به صورت سه بعدی، اعمال گردیدند. این نیروها به طور عمده، عمود بر صفحه اکلوزال در ناحیه قدامی و تنها در مدت زمان محدودی در طول روز رخ می‌دهد. از این رو، در این تحقیق، به موجب شبیه سازی نیروهای جویدن و بارهایی که از طریق جویدن غذا بر دندان‌ها اعمال می‌شوند و همچنین بارهای اعمالی در اثر عادات غیرفانکشنال، مانند

براکسیسم و کلنچینگ چهار مولفه فشار اهرمی بر مجموعه دندان‌ها و ایمپلنت‌ها اعمال گردید. مقادیر مولفه‌های فشارهای اهرمی به شرح جدول ۱، می‌باشند:

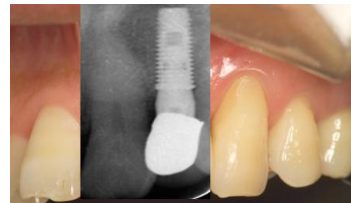


تصویر ۱ : روند انجام گرفته برای مدل‌سازی ایمپلنت‌ها

ب- ایمپلنت کاشته شده در مدل مازول فک پایین



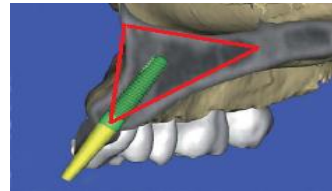
الف- عکس رادیوگرافی ایمپلنت کاشته شده در فک بالا



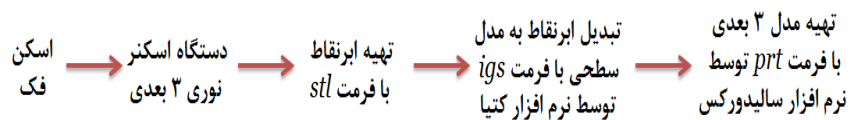
د- مدل تهیه شده توسط اسکن سه بعدی فک پایین



ج- ایمپلنت مدل شده در فضای استخوانی فک بالا



تصویر ۲ : نماهای مختلف از فکین و ایمپلنت‌های کاشته شده



تصویر ۳ : روند انجام گرفته برای مدل‌سازی فکین

جدول ۱: بارهای وارده روی کرسست استخوان در اثر فشارهای اهرمی

فشار اهرمی در جهت‌های مختلف (N/mm)				اثر اهرمی		
لینگوآل عرضی	اکلوژال	ایپیکال	لینگوآل	طول کانتی‌لور (mm)	ارتفاع اکلوژال (mm)	
۱۰۰	۲۰۰	۵۰	۱۰۰	۱۰	۱۰	
۲۰۰	۴۰۰	۵۰	۱۰۰	۲۰	۱۰	
۳۰۰	۶۰۰	۵۰	۱۰۰	۳۰	۲۰	
۱۰۰	۲۰۰	۱۰۰	۲۰۰	۱۰	۲۰	
۲۰۰	۴۰۰	۱۰۰	۲۰۰	۲۰	۲۰	
۳۰۰	۶۰۰	۱۰۰	۲۰۰	۳۰	۲۰	

برای خوراکی‌های گرم و ۱۵- درجه برای خوراکی‌های سرد فرض می‌گردد. مدت زمان این بار در هر سیکل جویدن و نوشیدن در حدود یک ثانیه فرض می‌شود، زیرا در مدت این زمان نوشیدنی‌ها، مستقیماً حفره دهان را سپری می‌کنند؛ از سوی دیگر خوراکی‌ها نیز در مدت یک ثانیه دمای اولیه خود را با محیط دهان مبادله و طی عملیات جویدن از حفره دهان خارج می‌شوند. بار حرارتی دیگری که ممکن است در زمان کاشت ایمپلنت بر استخوان اطراف به خصوص بخش غشایی اعمال شود، ناشی از بار دریل کردن می‌باشد. با فرض بر این که دمای دریل کردن نبایستی از ۴۷ درجه سانتیگراد تجاوز نماید، در این تحقیق، دمای بار حرارتی اعمالی در اثر سوراخ کردن استخوان فک، ۴۷ درجه سانتیگراد، فرض شد. مقدار دمای بیش از این محدوده، موجب تخریب موقت و حتی دائمی بافت استخوانی گشته و مانع از انجام یکپارچگی مناسب ایمپلنت و استخوان اطراف می‌گردد. علاوه بر بارهای ذکر شده، که در مدت زمان مشخص و به صورت موقت بر مجموعه ایمپلنت و استخوان اطراف

با توجه به مقادیر متفاوتی که در جهت‌های مختلف در نظر گرفته شدند؛ و با توجه به این که در ناحیه قدامی به دلیل کیفیت بهتر استخوان، این مقادیر، هر یک، به صورت حداکثر مقدار، لحاظ شده است، در این تحقیق به منظور ساده‌سازی و در نظر گرفتن شرایط حاد، مقادیر حداکثری در هر یک از جهت‌های ذکر شده اعمال شد. مقادیر بارگذاری فوق، بر قسمت میانی بالای مجموعه ایمپلنت- اباتمنت در جهت‌های مختلف اعمال شدند. این برآوردها، برای نیروها و فشارهای اهرمی، بر این فرض هستند، که یک فرد دارای سه وعده غذایی می‌باشد که هر وعده به مدت ۱۵ دقیقه به طول می‌انجامد و در طول این مدت به ازای هر دقیقه، ۶۰ سیکل جویدن صورت می‌پذیرد. با توجه به این توضیحات، بسامد عمل جویدن و متعاقب آن اعمال بارهای مذکور در حدود ۱ هرتز می‌باشد. با توجه به مقادیر فوق‌الذکر، هر فرد ۲۷۰۰ سیکل جویدن انجام می‌دهد. در اثر عبور غذاها و نوشیدنی‌ها، از مسیر دهان بار حرارتی بر دندان‌ها و ایمپلنت‌ها اعمال می‌شوند؛ که محدوده این بار حرارتی در حدود ۶۰ درجه سانتیگراد

با توجه به وجود اصطکاک مابین فیکسچر با اباتمنت، در هنگام تعیین نوع اتصال بین اجزا از حالت بدون نفوذ (دارای وضعیت اصطکاکی بین اجزا) استفاده an و مقدار اصطکاک بین اباتمنت و فیکسچر که معمولاً از جنس تیتانیوم می‌باشد، در حدود ۰/۳ در نظر گرفته شد. در این تحقیق، برای تمامی قسمت‌های ایمپلنت، فرض بر این بوده که، اجزا از جنس تیتانیوم و آلیاژهای آن، دارای ویژگی ایزوتروپیک الاستیک خطی بوده و اجزاء با جنس آلیاژی کبالت-کروم نیز با ویژگی ایزوتروپیک در نظر گرفته شدند. مواد مختلفی که در سیستم‌های مختلف مورد استفاده قرار گرفته‌اند، عبارتند از؛ عنصر تیتانیوم، تیتانیوم خالص تجارتي، آلیاژ تیتانیوم-کربن و آلیاژ تیتانیوم-آلومینیوم-وانادیوم. مواد مورد استفاده برحسب سیستم‌های مختلف، در جدول ۳، خلاصه شده‌اند.

یافته‌ها

با توجه به بارگذاری‌های اعمالی و انجام تحلیل‌های المان محدود، نتایج حاصل بر حسب سیستم‌های مختلف گویای نقاط ضعف و بحرانی به شرح زیر بودند:

نوع اتصال مورد استفاده در سیستم بیودنتا در اباتمنت مستقیم به صورت دو تکه همراه با پیچ نگهدارنده و در اباتمنت‌های زاویه‌دار به صورت صلب بود، از این رو نقاط بحرانی این سیستم در محدوده اتصالی اباتمنت و فیکسچر عبارت بودند از: قسمت بالای محل اتصال بر روی اباتمنت‌های زاویه‌دار، محل تماس با فیکسچر در اباتمنت‌های مستقیم و زاویه‌دار، قسمت تغییر زاویه اباتمنت در انواع اباتمنت‌های زاویه‌دار، محل تغییر قطر اباتمنت تا محدوده سوراخ ایجاد شده برای جایگذاری پیچ نگهدارنده در اباتمنت‌های مستقیم. محل سوراخ (بالای اباتمنت) در اباتمنت‌های مستقیم (تصویر ۴).

اعمال می‌گردند، بار ناشی از وزن جمجمه و مغز، بصورت بار دائمی و پیش بار، مجموعه فکین بالا و پایین را، تحت تأثیر قرار می‌دهد. مقدار این بار متناسب با بزرگی و کوچکی جمجمه تا حدودی متفاوت می‌باشد ولی مقدار متوسطی در حدود ۱۶ نیوتن همواره بر مجموعه فکین اعمال می‌کند. بار فشاری ناشی از بلعیدن غذاها و همچنین آب دهان، نیز جزء بارهایی است که تمام مدت شبانه روز، بر مجموعه دهان و دندان‌ها اعمال می‌شود، با این تفاوت که بار اعمالی در این حالت بار سیکی بوده و در مدت خواب و بیداری فرد متفاوت می‌باشد. با فرض بر اینکه هر فرد به صورت نرمال ۸ ساعت از شبانه روز را در خواب سپری نماید و بقیه ۱۶ ساعت دیگر را در بیداری باشد، بار فشاری ناشی از بلعیدن، به صورت جدول ۲، قابل خلاصه نویسی است:

بار دیگری که مربوط به مرحله نصب فیکسچر و بستن سایر اجزای پروتزی بر روی آن می‌باشند، با توجه به مقادیر دقیق اعلام شده در کاتالوگ دستورالعمل جراحی هر سیستم، در پروسه بارگذاری لحاظ شده‌اند. در این تحقیق، تحلیلی غیرخطی با توجه به بارهای وارده مذکور به صورت ترکیبی از تحلیل‌های استاتیکی، دینامیکی، حرارتی، سیکی و نوسانی بر ایمپلنت‌ها اعمال گردید. به منظور تحلیل از روش المان محدود به سبب دقت بالای آن بهره برده شد. مبنای مدل‌های المان محدود براساس شرایط مرزی ثابت بوده و از این رو، تمام مجموعه به صورت جسم صلب (Solid) در نظر گرفته شده است. بمنظور اعمال حالت صلب بین اجزای مختلف، از قید ابعاد ثابت^۱ استفاده شده، و در طی شبیه‌سازی یک اتصال همبند^۲ بین آن‌ها در نظر گرفته شد. البته قابل ذکر است که

1. Fixed Geometry
2. Bond

جدول ۲: بار سیکلی ناشی از فشار بلعیدن

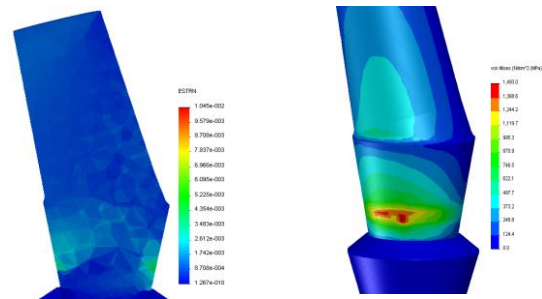
مدت زمان اعمال بار فشاری	مقدار بار در هر عمل بلع	تکرار عمل بلع در هر ساعت	فشار کلی اعمالی
۱۶ ساعت بیداری	۵ پاسکال	۲۵ بار	۲۰۰۰ پاسکال
۸ ساعت خواب	-	۱۰ بار	۴۰۰ پاسکال

جدول ۳: مواد اجزای تشکیل دهنده

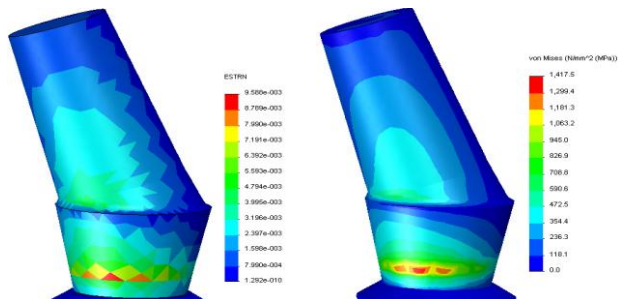
سیستم‌های ایمپلنتی به تفکیک مواد مختلف					اجزای مختلف ایمپلنت
CMI	Implantium	Biodenta	Nobel	DIO	
تیتانیوم	Ti-6Al-4V	تیتانیوم	تیتانیوم	تیتانیوم ناخالص	فیکسچر
تیتانیوم	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	تیتانیوم	تیتانیوم ناخالص	اباتمنت
تیتانیوم	تیتانیوم	Ti-6Al-4V	تیتانیوم	-	پیچ

اباتمنت‌های زاویه‌دار سیستم نئویوتک (سی‌ام‌آی) به صورت دو تکه همراه با پیچ نگهدارنده و اباتمنت‌های مستقیم به صورت اباتمنت‌های صلب (پیچی) بودند. نقاط بحرانی این سیستم در محدوده اتصالی اباتمنت و فیکسچر عبارت بودند از: قسمت بالای محل اتصال در انواع اباتمنت‌های زاویه‌دار، قسمت تغییر زاویه اباتمنت در انواع اباتمنت‌های زاویه‌دار.

تنش و کرنش در اباتمنت زاویه‌دار ۱۵ درجه بیودنتا



تنش در اباتمنت زاویه‌دار ۲۵ درجه بیودنتا با رنگ‌بندی تفکیکی



تصویر ۴: تنش و کرنش در اباتمنت‌های متنوع سیستم بیودنتا

نقاط بحرانی در اباتمنت‌های صلب عبارت بودند از: محل تماس با فیکسچر در اباتمنت مستقیم، محل آچارخور (قسمت فوقانی اباتمنت) اباتمنت مستقیم، قسمت بالای محل اتصال بر روی اباتمنت در اباتمنت مستقیم.

با در نظر گرفتن، محل‌های بحرانی، می‌توان تنش‌های و کرنش‌های مربوط به هریک از نقاط را به تفکیک سیستم‌های مختلف به صورت جدول ۴، بیان نمود:

برای این که اتصال اباتمنت-ایمپلنت در ایمپلنت‌های مورد بررسی سیستم نوبل دارای اباتمنت پیچی نبود، از این حیث از رده بررسی خارج شدند. در مورد سیستم DIO نیز فقط ایمپلنت‌های نوع مینی ایمپلنت استفاده شده که یک تکه بوده و اباتمنت جداگانه نداشتند تا مورد بررسی تحلیلی قرار گیرند.

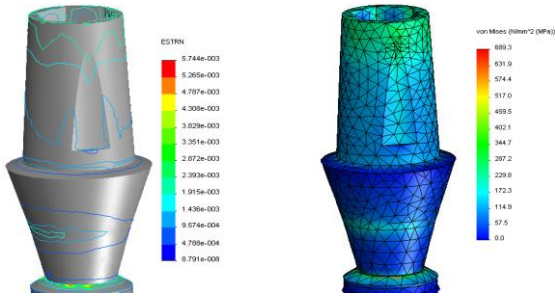
نقاط بحرانی در اباتمنت‌های صلب (پیچی)- بدون نیاز به پیچ نگهدارنده عبارت بودند از: قسمت بالای محل اتصال بر روی اباتمنت، محل تماس با فیکسچر در اباتمنت‌های مستقیم، قسمت فوقانی اباتمنت (محل آچار خور) مستقیم، تغییر قطر و حوالی آن در اباتمنت‌های مستقیم (تصویر ۵).

سیستم دنتیوم (ایمپلنتیوم) دارای اباتمنت‌های صلب (پیچی) و دو تکه همراه با پیچ نگهدارنده بودند. نقاط بحران در این سیستم عبارت بودند از: قسمت بالای محل اتصال بر روی اباتمنت در انواع اباتمنت‌های زاویه‌دار و مستقیم، محل تماس با فیکسچر در اباتمنت‌های زاویه‌دار و مستقیم، محل تغییر زاویه در اباتمنت‌های زاویه‌دار، محل سوراخ برای جایگزینی پیچ نگهدارنده (تصویر ۶).

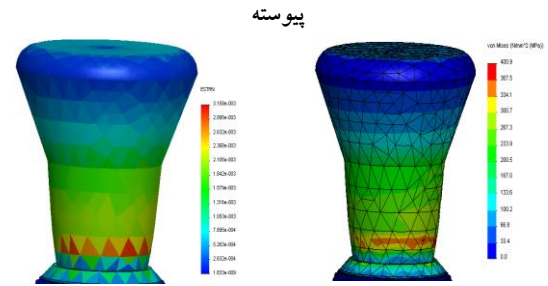
جدول ۴: مقادیر تنش و کرنش در نقاط بحرانی به تفکیک سیستم‌ها

نوع اباتمنت	نقاط بحرانی							
	نقطه ۱		نقطه ۲		نقطه ۳		نقطه ۴	
	کرنش	تنش	کرنش	تنش	کرنش	تنش	کرنش	تنش
یبودنتا	۱۵ درجه	۰/۰۱۰۴	۳۱۱/۰	۰/۰۰۲۱	۵۳۴/۴	۰/۰۰۳۹	۱۴۹۳/۰	
	۲۵ درجه	۰/۰۰۹۵	۳۶۱/۸	۰/۰۰۲۷	۶۳۶/۱	۰/۰۰۳۹	۱۴۱۷/۵	
	مستقیم	۰/۰۰۳۹	۴۴۰/۶	۰/۰۰۱۹	۳۹۰/۶	۰/۰۰۳۳	۵۸۷/۲	
سی‌ام‌آی	ترمیمی	۰/۰۰۳۱	۲۸۸/۲	۰/۰۰۱۷	۱۰۰/۲	۰/۰۰۰۶	۴۰۰/۹	۲۳۳/۹
	صلب پیچی	۰/۰۰۱۶	۴۸۴/۸	۰/۰۰۲۷	۱۶۱/۶	۰/۰۰۱۳	۲۴۲/۴	
	۱۵ درجه	۰/۰۰۷۸	۳۲۲/۸	۰/۰۰۲۴	۳۰۰/۸	۰/۰۰۲۳	۱۰۳۱/۴	
	۲۵ درجه	۰/۰۰۵۹	۸۲۰/۵	۰/۰۰۵۱	۳۲۴/۶	۰/۰۰۲۵	۸۶۵/۶	
ایمپلنتیوم	۱۵ درجه	۰/۰۰۶۱	۴۸۴/۶	۰/۰۰۳۹	۳۰۶/۳	۰/۰۰۲۵	۸۱۸/۸	۳۴۰/۲
	۲۵ درجه	۰/۰۰۳۸	۵۶۲/۶	۰/۰۰۴۰	۲۸۱/۳	۰/۰۰۲۰	۴۹۲/۴	
	ترکیبی پیچی	۰/۰۰۴۱	۶۶۹/۸	۰/۰۰۴۹	۳۳۵/۴	۰/۰۰۲۲	۵۵۴/۱	
	دو تکه	۰/۰۰۰۲	۲۵۸/۵	۰/۰۰۱۳	۳۱۵/۹	۰/۰۰۲۳	۶۸۹/۳	

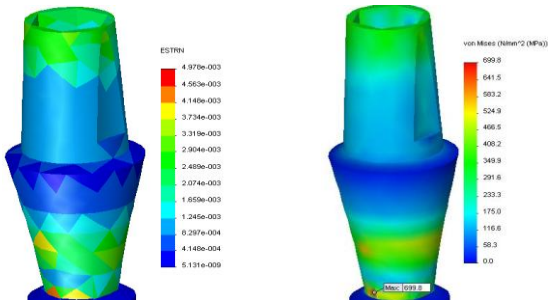
تنش و کرنش در اباتمنت دو تکه (Dual) دنتیوم



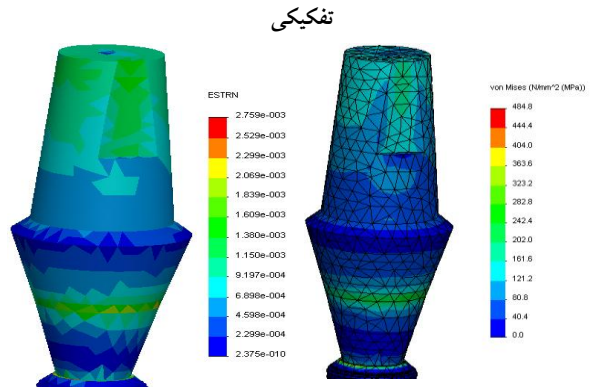
تنش و کرنش در اباتمنت مستقیم ترمیمی نئویوتک با رنگ‌بندی پیوسته



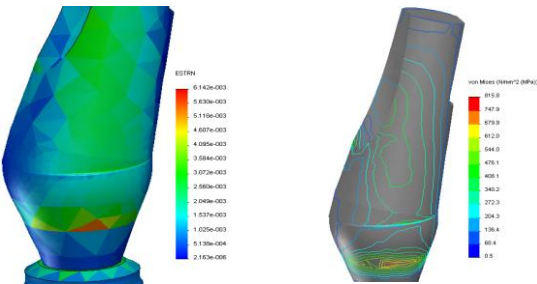
تنش و کرنش در اباتمنت صلب پیچی (کمی) دنتیوم



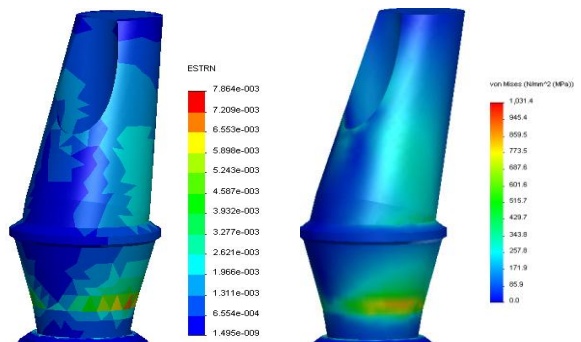
تنش و کرنش در اباتمنت مستقیم صلب نئویوتک با رنگ‌بندی تفکیکی



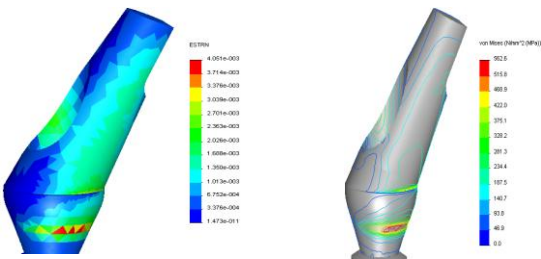
تنش و کرنش در اباتمنت زاویه‌دار ۱۵ درجه دنتیوم



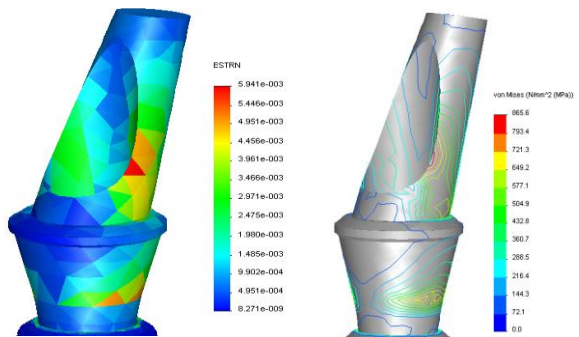
تنش و کرنش در اباتمنت زاویه‌دار ۱۵ درجه نئویوتک



تنش و کرنش در اباتمنت زاویه‌دار ۲۵ درجه دنتیوم



تنش و کرنش در اباتمنت زاویه‌دار ۲۵ درجه نئویوتک



تصویر ۶: تنش و کرنش در اباتمنت‌های متنوع سیستم دنتیوم (ایمپلینتوم)

تصویر ۵: تنش و کرنش در اباتمنت‌های متنوع سیستم نئویوتک

بحث

طبق مطالعات پیشین، گزارش شده است که در شرایطی ممکن است تنش‌های کمتر از حد نهایی استخوان موجب شکست استخوان گردد؛ معمولاً در چنین شرایطی، علت عمده، خستگی ناشی از بارهای سیکلی و ارتعاشی می‌باشد که منجر به شکست خستگی شده و به تبع آن شکست زودهنگام استخوان پیش از رسیدن تنش‌های وارده به حد نهایی را در پی خواهد داشت.^(۱۴) با توجه به ساختارهای متفاوت اباتمنت، انواع مختلفی در درمان‌های ایمپلنتی مورد استفاده قرار گرفته که هر یک از آنها به دلایل مختلفی از قبیل ایجاد پایداری اولیه بالاتر، جلوگیری یا به حداقل رساندن میکروگپ، جلوگیری از شل شدن اباتمنت و بهینه نمودن مقاومت خستگی ساختار اباتمنت مورد استفاده قرار می‌گیرند. یکی از عواملی که موجب ایجاد وضعیت خستگی و متعاقب آن شکست زودهنگام درمان ایمپلنت می‌گردد، شل شدن اباتمنت یا پیچ نگهدارنده آن می‌باشد. اباتمنت‌های مرسوم معمولاً دارای سه نوع طراحی اصلی بوده که شامل طرح مخروطی، طرح قفل اصطکاکی، سیستم اس‌پیلاین (Spline) و طرح پیچی می‌باشند. طرح پر کاربرد اتصال اباتمنت به فیکسچر، طرح پیچی است که این طرح با در نظر داشتن ویژگی‌های خوب ارائه شده توسط رزوه‌های پیچی، بیشتر مورد توجه تولیدکنندگان ایمپلنت بوده است. هر چند در بین سیستم‌های ایمپلنتی موجود، از سایر طرح‌های ذکر شده نیز استفاده شده است، ولی به دلیل تکرار کاربرد طرح پیچی و اینکه خود دارای دو نوع طراحی متفاوت می‌باشد، بررسی به صورت مجزای آن مورد توجه این تحقیق بوده است. در طراحی اباتمنت‌های پیچی، طرح نخست، اباتمنت‌هایی با انتهای رزوه‌دار بوده که مستقیماً با رزوه‌های موجود در قسمت فیکسچر درگیر شدند. به این

طرح‌ها معمولاً اصطلاح صلب یا پیچ دار اطلاق می‌شود. طرح دوم در اباتمنت‌های پیچی استفاده از پیچ نگهدارنده بوده که از داخل سوراخ ایجاد شده در سرتاسر اباتمنت عبور کرده و نهایتاً در قسمت انتهایی با فیکسچر محکم می‌گردد؛ این طرح نیز معمولاً با اصطلاح اباتمنت‌های دو تکه با پیچ نگهدارنده شناخته می‌شوند. هر دو سیستم در بین سازندگان سیستم‌های ایمپلنتی طرفداران خود را دارد، از اینرو در این قسمت از این تحقیق، به بررسی دقیق‌تر این دو نوع اباتمنت پرداخته تا با مقایسه بین آنها بهترین نوع اباتمنت پیچی انتخاب و معرفی گردد. در این راستا، تحلیل‌های المان محدود تحت انواع بارگذاری‌ها صورت گرفته و نتایج حاصل از آنها برحسب انواع اباتمنت‌ها و سیستم‌های ایمپلنتی تهیه گردیده اند. طبق این نتایج که نشانگر محل‌های ضعف در اباتمنت و همچنین نقاط بحرانی در محل اتصال در انواع مجموعه‌های ایمپلنتی می‌باشند، می‌توان نتیجه‌گیری در مورد انتخاب بهترین نوع اباتمنت را به منظور داشتن بهترین نتایج در راستای جلوگیری از شل شدن اباتمنت یا پیچ نگهدارنده انجام داد.

با توجه به نتایج حاصل بر حسب تنش و کرنش‌های اعمالی در نقاط بحرانی می‌توان نتایج کلی زیر را برداشت نمود:

در سیستم بیودنتا، تنش به نسبت کمتری در محل تماس اباتمنت و فیکسچر بر انواع اباتمنت زاویه‌دار پیچی صلب به نسبت اباتمنت مستقیم دو تکه همراه با پیچ نگهدارنده وارد می‌شود. در قسمت بالای محل تماس بر روی اباتمنت، اباتمنت‌های زاویه‌دار، مشاهده می‌شود که تنش اعمالی بیشتری به اباتمنت با زاویه کمتر اعمال می‌شود. تنش وارده بر اباتمنت مستقیم در قسمت بالاتر از محل اتصال در مقایسه با اباتمنت‌های زاویه‌دار مقدار به

فیکسچر و اباتمنت مقاومت به شل‌شدگی اباتمنت ۲۵ درجه بیشتر از اباتمنت ۱۵ درجه بود.

در مقایسه اباتمنت دوال (Dual) و کمبی (Combi)، تنش وارده بر اباتمنت دو تکه، در محل تماس به مراتب کمتر از نوع یک تکه بود که علت این امر می‌تواند ناشی از درگیری مستقیم بین اباتمنت یک تکه پیچی صلب و فیکسچر برقرار باش؛ چراکه، بدلیل پیچی بودن تماس مستقیم ایجاد شده وضعیت صلب‌تری بین فیکسچر و اباتمنت برقرار می‌گردد. در قسمت بالای محل تماس بر اباتمنت دو تکه، تنش بیشتری اعمال شده که نشانگر برتری نسبی در طراحی نوع صلب پیچی می‌باشد که می‌تواند در اثر شیب کمتر قسمت‌های مخروطی (تپیر) آن باشد.

در مقایسه بین سیستم‌های مختلف نتایج زیر قابل دستیابی می‌باشند:

با مقایسه صورت گرفته بین اباتمنت‌های مستقیم دو سیستم بیودنتا و نئوبیوتک مشاهده می‌شود که در محل تماس با فیکسچر، تنش بالاتری بر محل اتصال در سیستم بیودنتا اعمال می‌شود. با مقایسه اباتمنت ۱۵ درجه در هر دو سیستم مشاهده می‌شود که تنش بالاتری در محدوده اتصال بر اباتمنت زاویه‌دار سیستم بیودنتا اعمال می‌شود. در محدوده تماسی، تنش بمراتب بیشتری بر اباتمنت ۲۵ درجه سیستم بیودنتا اعمال شده که حاکی از مقاومت به شل‌شدگی بیشتر این سیستم نسبت به سیستم نئوبیوتک است.

تنش‌های وارده بر محل تماس بیودنتا کمتر از ایمپلنتیوم بوده که با مقایسه طرح‌های مختلف مورد استفاده در هر دو سیستم، مقاومت به شل‌شدگی در ایمپلنتیوم بیشتر بوده است. با مقایسه قسمت فوقانی اباتمنت در هر دو نوع اباتمنت انتخابی مذکور قابل

مراتب کمتری را نشان می‌دهد. با مقایسه مقادیر تنش و کرنش در محدوده تماسی، اباتمنت‌های زاویه‌دار در حالت کلی مقاومت به شل‌شدگی کمتری از خود نشان می‌دهند. با مقایسه اتصال اباتمنت‌های یک تکه (پیچی صلب) و دو تکه (پیچی همراه با پیچ نگهدارنده) تنش کمتری به اتصال اباتمنت‌های دو تکه اعمال می‌گردد.

در سیستم نئوبیوتک (سی‌ام‌آی)؛ با مقایسه بین قسمت بالای محل اتصال فیکسچر و اباتمنت در دو نوع اباتمنت زاویه‌دار (۱۵ و ۲۵ درجه) دو تکه همراه با پیچ نگهدارنده و دو نوع اباتمنت مستقیم (ترمیمی و صلب پیچی) یک تکه پیچی، مشاهده می‌شود که اباتمنت‌های یک تکه تنش به مراتب کمتری را متحمل می‌شوند. در محل تماس فیکسچر و اباتمنت، اختلاف بین تنش‌های اباتمنت‌های زاویه‌دار و مستقیم کمتر بوده ولی با این وجود، تنش در محل تماس در اباتمنت‌های دو تکه بیشتر می‌باشد. در مقایسه محل تماس مشاهده می‌شود که تنش وارده در هر دو نوع اباتمنت زاویه‌دار تقریباً باهم برابر می‌باشد، هرچند مقدار وارده بر اباتمنت ۲۵ درجه تا حدودی بالاتر می‌باشد. مقایسه بین دو اباتمنت مستقیم حاکی از تنش وارده بیشتر در محل تماس بر اباتمنت صلب پیچی نسبت به اباتمنت ترمیمی است که این امر ناشی از نوع طراحی و ارتفاع بیشتر آن نسبت به نوع ترمیمی و همچنین تفاوت در جنس آن‌ها می‌باشد. از سوی دیگر، با توجه به تفاوت‌های ساختاری، دو نوع اباتمنت مستقیم و تغییر قطر با شیب تندتر در اباتمنت ترمیمی، تنش بیشتری بر آن در قسمت بالاتر از محل تماس اعمال می‌شود.

در سیستم دنتیوم (ایمپلنتیوم)؛ با توجه به نتایج حاصل از اباتمنت‌های زاویه‌دار، مشاهده می‌شود که تنش بیشتری بر محل تماس بر اباتمنت ۲۵ درجه نسبت به اباتمنت ۱۵ درجه اعمال می‌شود، از این رو، در محدوده تماس

شرایط واقعی بارگذاری لحاظ گردد که این مورد برای اولین بار مورد تحلیل قرار گرفته است. در برخی مقالات بدلیل پیچیدگی هندسه‌ی فک، المان‌های مناسب انتخاب نشده‌اند، این در حالی است که مطالعه حاضر با بررسی اشکال متنوع المان‌ها، تعداد المان و نودها، و با تحلیل چندباره و بهینه سازی المان‌ها، سعی شده تا نتایج بهینه (اپتیمال) حاصل گردند. استفاده از مدل‌های واقعی ایمپلنت با بهره‌گیری از اسکنرهای مدرن دو و سه بعدی، و در نظر داشتن نهایت دقت در مدل‌سازی ایمپلنتی فکین و رعایت جزئیات خاص طراحی از قبیل جزئیات پیچ‌ها، شیارهای داخلی و خارجی، میکروتوردها و سلف‌تپینگ برای تطابق نتایج با مطالعات تجربی، از دیگر نوآوری‌های برجسته تحقیق بوده است. این در حالی است که در برخی مقالات ایمپلنت‌های استوانه‌ای با سطحی صاف که میزان تنش را کمتر از حد انتظار در سطح تماس استخوان-ایمپلنت اعلام می‌دارند، در نظر گرفته شده است. جامعه‌ی آماری بالا (۱۰۳ مجموعه ایمپلنتی) و در نظر داشتن تنوع در انتخاب ایمپلنت از نظر سیستمی، موجب افزایش دقت در روند تحقیق گردیده است. بررسی رفتار استاتیکی، دینامیکی، سیکلی و حرارتی مجموعه‌های ایمپلنتی و اعمال جداگانه و همزمان انواع بارها موجب تطبیق بهتر نتایج حاصل با نتایج تجربی گردیده است. قابل ذکر است که تمامی این موارد با در نظر داشتن روند انجام تحقیق قابل شناسایی می‌باشد.

نتیجه‌گیری

به طور کلی اباتمنت‌های پیچی صلب، مقاومت بالاتری نسبت به انواع همراه با پیچ نگهدارنده در برابر شل‌شدگی نشان می‌دهند. اباتمنت‌های زاویه‌دار در حالت کلی تمایل به شل‌شدگی بیشتری نسبت به اباتمنت‌های مستقیم دارند. اباتمنت زاویه‌دار ۱۵ درجه از نظر شل‌شدگی مقاومت

مشاهده است که، تنش وارده بر بیودنتا بیشتر از اباتمنت ایمپلنتیوم بوده است.

تنش وارده بر محل تماس اباتمنت با فیکسچر، در بیودنتا کمتر از ایمپلنتیوم بوده، لذا در حالت پیچی نیز وضعیت بهتری برای اباتمنت ایمپلنتیوم نسبت به سیستم بیودنتا در برابر شل‌شدگی وجود دارد.

در مورد اباتمنت‌های ۱۵ درجه زاویه‌دار دو سیستم، با مقایسه محل تماس و قسمت بالایی آن بر روی اباتمنت می‌توان نتیجه گرفت، وضعیت مقاومت در برابر شل‌شدگی در سیستم بیودنتا خیلی بهتر از سیستم ایمپلنتیوم بوده که ناشی از ارتباط پیچی مستقیم اباتمنت بیودنتا در مقابل اباتمنت دو تکه نئوبیوتک می‌باشد.

در مورد اباتمنت‌های زاویه‌دار ۲۵ درجه دو سیستم، همانند حالت ۱۵ درجه، در محدوده تماسی تنش‌های بالاتری بر اباتمنت بیودنتا اعمال می‌گردد. از نظر اباتمنت‌های زاویه‌دار و چگونگی شل‌شدگی، وضعیت سیستم بیودنتا بهتر می‌باشد.

با توجه به موارد مذکور برخی نوآوری‌های خاص که مربوط به مطالعه حاضر می‌باشند را می‌توان بیان داشت. از جمله این موارد، می‌توان به بررسی دندان شماره دو که در مطالعات پیشین کمتر مورد توجه بوده است، اشاره نمود. از سوی دیگر به منظور انطباق نتایج تئوری تحقیق با مطالعات بالینی و تجربی، استنواپنتگیشن غیر صد در صدی و شرایط میکروگپ لحاظ گردید. اغلب مقالات، نیروی عمود بر سطح سوپراستراکچر را به عنوان نیروی وارده بر ایمپلنت و مجموعه دهان و دندان لحاظ کرده‌اند، اما در واقعیت و با رجوع به کتب مرجع و تحقیقات بالینی مشاهده می‌شود که علاوه بر نیروی اکلوزالی، سایر نیروها، گشتاورها و ... نیز بر مجموعه مذکور اعمال می‌گردند. در تحقیق حاضر با اعمال انواع بارهای وارده سعی شد

از این رو رتبه بندی نوع اباتمنت‌های پیچی در بین سیستم‌های انتخابی عبارتند از: بیودنتا، دنتیوم (ایمپلنتیوم)، نئوبیوتک (سی‌ام‌آی).

تشکر و قدردانی

از اساتید محترم دندانپزشک، جناب آقایان دکتر، حمید حمیدی، هوشنگ مهدیزاده، داوود پورافشار، سرکار خانم دکتر زراعتیان، به واسطه راهنمایی‌های گرانقدرشان و آقایان مهندس عساکره، فتحی و کاظم‌پور، تقدیر و تشکر می‌نمایم.

پیشنهاد می‌گردد که به منظور ارزیابی نتایج حاصل از این تحقیق در مطالعات آتی مطالعه بالینی نیز بصورت همزمان صورت پذیرد تا با مقایسه نتایج تجربی و نرم‌افزاری نتایج دقیق‌تری حاصل گردند.

کمتری نسبت به اباتمنت زاویه‌دار ۲۵ درجه دارد. پایداری و ثبات اولیه در اباتمنت زاویه‌دار ۲۵ درجه بهتر از اباتمنت ۱۵ درجه می‌باشد. شکست خستگی ناشی از شل شدن اباتمنت یا پیچ نگهدارنده در اباتمنت ۲۵ درجه کمتر از ۱۵ درجه کمتر می‌باشد. هر قدر محدوده تماس، توانایی تحمل تنش بالاتری را داشته باشد، امکان شل‌شدگی اباتمنت کمتر خواهد بود. به طور کلی اباتمنت‌های بیودنتا نسبت به نئوبیوتک (سی‌ام‌آی) بهتر بوده و مقاومت بالاتری در برابر شل‌شدگی خواهند داشت. اباتمنت‌های مستقیم، دنتیوم (ایمپلنتیوم) بهتر از بیودنتا و اباتمنت‌های زاویه‌دار بیودنتا بهتر از دنتیوم (ایمپلنتیوم) می‌باشند.

منابع

1. Will C, Martin R, Barbara H, Miller W. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J Prosthet Dent 2001; 86(1): 24-32.
2. Kayabasi O. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. Advances in Engineering Software 2006; 37(10): P. 649-58.
3. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect overview. J Oral Implantol 2003; 299(5): 242-5.
4. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screw. J Prosthet Dent 2002; 88(2): 183-91.
5. 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.
6. Nele Van Assche. Correlation between early perforation of cover screws and marginal bone loss: A retrospective study. J Clin Periodontol 2008, 35(1): 76-9.
7. Gallucci GO, Bernard JP, Bertosa M, Belser UC. Immediate loading with fixed screw-retained provisional restorations in edentulous jaws: The pickup technique. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19(4): 524-33.
8. 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 Impl Res 2008; 19(2): P. 119-30.
9. Kreissl ME, Gerd T, Mucche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. Clin Oral Impl Res 2007; 18: P. 720-6.
10. Jae-Hoon Lee, Val Frias, Keun-Woo Lee. Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. J Prosthet Dent 2005; 94(4): 377-81.
11. Ernekli C, Ödman P, Örtengren U, Karlsson S. An *in vitro* load evaluation of a conical implant system with 2 different designs and 3 different retaining-screw alloys. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21(5): 733-7.
12. Lambrecht JT, Filippi A, Kunzel AR, Schiel HJ. Long-term evaluation of submerged and nonsubmerged ITI solid-screw titanium implants: A 10-year life table analysis of 468 implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2003; 18(6): 826-34.
13. Yang J, Xiang HJ. A three-dimensional finite study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. J Biomech 2007; 40(11): P. 2377-85.