

بررسی توزیع تنش در طرحهای مختلف اوردنچر فک پایین متکی بر سه ایمپلنت به روش اجزای محدود

دکتر اسداله احمدزاده^۱ - دکتر فریوش گل محمدی^۲ - دکتر نجمه موسوی^۳ - دکتر سعید ایپک چی^۴
 ۱- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران
 ۲- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران
 ۳- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی قزوین، قزوین، ایران
 ۴- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی بوشهر، بوشهر، ایران

چکیده

زمینه و هدف: به علت مشکلات دنچرها، امروزه اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت رواج یافته اند. به رغم موفقیت بالای ایمپلنت، از دست رفتن ایمپلنت هنوز معضل اساسی است. افزایش نیرو وارد بر ایمپلنت عامل مهم تحلیل استخوان و از دست رفتن ایمپلنت می باشد. هدف از این مطالعه تعیین توزیع تنش در طرحهای مختلف اوردنچر فک پایین متکی بر سه ایمپلنت به روش اجزای محدود می باشد. روش بررسی: در این مطالعه به روش اجزای محدود مدل هندسی مندیبل به کمک داده‌های سی تی اسکن تولید گردید و سه ایمپلنت ITI در میدلاین و محل دندان پرمولار اول قرار گرفت. کلیه شرایط با استفاده از نرم افزار اجزای محدود شبیه‌سازی شد. سه طرح درمان Bar، Bar-Ball و Ball جهت حمایت اوردنچر در نظر گرفته شد. حداکثر تنش فون مایز در سطح کلیه اتچمنت‌ها و استخوان حمایت‌کننده با یکدیگر مقایسه شد و خمش مندیبل نیز در طرحهای مختلف اتچمنت با یکدیگر مقایسه گردید. یافته‌ها: بر اساس یافته‌ها بیشترین میزان فشار در استخوان، اطراف گردن ایمپلنت و Thread های فوقانی بود. اتچمنت‌های Ball و Bar - Ball به ترتیب بیشترین و کمترین میزان فشار را نشان دادند. بیشترین میزان فشار در اتچمنت Ball در سیستم Bar-Ball دیده شد و بیشترین میزان حرکت اوردنچر در اتچمنت Bar - Ball مشاهده گردید. نتیجه‌گیری: طرح درمان Bar - Ball به بهای کاهش ثبات اوردنچر، باعث کاهش انتقال فشار به استخوان اطراف ایمپلنت می شود و طرح درمان Ball به بهای افزایش فشار به استخوان اطراف ایمپلنت باعث افزایش فشار اوردنچر می شود.

کلید واژه‌ها: ایمپلنت‌های دندانی، اوردنچر، اتچمنت، روش اجزای محدود

پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۵/۲۳

اصلاح نهایی: ۱۳۹۳/۳/۳۱

وصول مقاله: ۱۳۹۲/۱۱/۲۷

نویسنده مسئول: دکتر فریوش گل محمدی، گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران
 e.mail: farnoosh.gol@gmail.com

مقدمه

علی‌رغم گزارشهای فراوان از موفقیت بالای ایمپلنت، از دست رفتن ایمپلنت هنوز به عنوان یک معضل برای بیمار و دندانپزشک باقی است. ارزیابی‌های بیومکانیکی نشان می‌دهند که افزایش نیرو بر روی ایمپلنت عامل مهم در تحلیل استخوان و از دست رفتن ایمپلنت می‌باشد. نیرو فشاری را ایجاد می‌کند که سیستم اتچمنت ایمپلنت و بافتهای حمایت‌کننده آن را تحت تأثیر قرار می‌دهد. شدت و میزان تحلیل استخوان توسط مکانیسم‌های انتقال و پخش نیرو در سیستم اتچمنت ایمپلنت قابل کنترل است. (۲)، هنوز به طور کلینیکی امکان ارزیابی توزیع استرس/ استرین اوردنچر در سطح استخوان وجود

بیمارانی که از دنچر استفاده می‌کنند، درگیر مشکلات متعددی از جمله کاهش ثبات، تحلیل پیشرونده ریج باقیمانده، کاهش قدرت جویدن و مشکلات دیگر می‌شوند. اوردنچرهای فک پایین می‌توانند درمانی مؤثر برای بیماران بی دندان، به ویژه افرادی که مشکلات مداوم در استفاده از پروتزهای بی دندانی فک پایین دارند، باشند. (۱)
 مهمترین مزیت اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت، حفظ استخوان است. ایمپلنت با توزیع تنش بر استخوان اطراف خود مانع از کاهش تراکم آن می‌گردد و عملکرد طولانی مدت آن به بر هم کنش بیومکانیکی بین استخوان و ایمپلنت وابسته است.

انعطاف، به صورت اصطکاکی شبیه‌سازی شد. محققان دریافته‌اند که انتقال نیرو در یک سیستم ایمپلنتی به طور قابل ملاحظه‌ای تحت تأثیر نوع اتصال و شرایط فصل مشترک اجزا می‌باشد.

Dass و همکاران (۷) به بررسی اثر اتصالات Ball محکم و ارتجاعی بر رفتار آوردنچر متکی به ایمپلنت پرداختند.

آوردنچر در نواحی دندانهای کانین نگهداری می‌شد. ماهیچه‌ها به گونه‌ای فعال شدند که نیروهای عکس العملی عمودی را در سه موقعیت دندان مولر اول، کانین و ثنایا ایجاد کردند. در مدل ارتجاعی، ناحیه تماس بین آوردنچر و مخاط بزرگتر بود. بنابراین نیروی انتقال یافته به مخاط در این ساختار افزایش یافت. همچنین مقادیر تنش کمتری در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها نسبت به طرح محکم مشاهده شد.

Prakash و همکاران (۸) تنش و انحنای کشسان را برای سیستم‌های آوردنچر متکی بر ایمپلنت و اتصالاتی Bar را در سه ساختار مختلف مقایسه کردند. مدل اول دارای دو ایمپلنت بود که یک Bar آنها را به هم وصل می‌کرد. مدل‌های دوم و سوم هر کدام چهار ایمپلنت داشتند. در مدل دوم، سه Bar هر چهار ایمپلنت را به هم متصل می‌کرد. مدل سوم دارای دو Bar بود که ایمپلنت‌های میانی و دور از مرکز را فقط در طرفین به هم وصل می‌کرد. مدل‌ها تحت شرایط ایستایی بارگذاری شدند. نتایج نشان داد که مقادیر تنش در Bar و فصل مشترک بین استخوان و ایمپلنت، در سیستم‌های چهار ایمپلنتی کمتر از دو ایمپلنتی است. همچنین مدل سوم به عنوان طرح برگزیده انتخاب گردید.

یکی از طرحهای درمان آوردنچر استفاده از سه ایمپلنت است که در مطالعات کمتر به آن پرداخته شده است. این ایمپلنت‌ها می‌توانند به کمک اتصالات Bar clip، Ball یا Bar-Ball آوردنچر را نگهداری کنند. هدف از مطالعه حاضر تعیین توزیع تنش حاصل از نیروهای جویده در استخوان، ایمپلنت و سایر اجزای سیستم‌های ذکر شده به کمک روش اجزای محدود است.

روش بررسی

در این مطالعه روش اجزای محدود ابتدا مدلی سه بعدی از مندیبل، ایمپلنت، اجزای اتچمنت و آوردنچر تهیه گردید و با استفاده از نرم افزار اجزای محدود، اجزای مدل بر یکدیگر سوپرایمپوز شدند تا بتواند به عنوان یک جز یکپارچه با مواد

ندارد، بنابراین می‌توان از دیگر روشهای ارزیابی تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندانهای شامل فتوالاستیک، اجزای محدود و اندازه‌گیری کرنش روی سطوح استخوان استفاده کرد. در این میان روش اجزای محدود دارای مزایای فراوانی است. از جمله این مزایا می‌توان به قدرت ارائه دقیق هندسه‌های پیچیده، سهولت در تغییر و تصحیح مدل و نمایش وضعیت درونی تنش و سایر کمیت‌های مکانیکی اشاره کرد. (۳)

طراحی ساختار فوقانی، بر بارهای (Bars) وارد شده به ایمپلنت‌های دندانهای و تغییر شکل استخوان فک تأثیر می‌گذارد. Meijer و همکاران (۳) به کمک روش اجزای محدود، پژوهشی برای درمان آوردنچر فک پایین بدون دندان انجام دادند. در مطالعه آنها دو ایمپلنت در ناحیه بین دو سوراخ چانه‌ای واقع بود. ایمپلنت‌ها در یک مدل به کمک Bar به هم متصل شدند و در مدل دیگر به صورت مجزا باقی ماندند. در مطالعه آنها بیشترین مقادیر تنشهای اصلی استخوان در اطراف گردن ایمپلنت مشاهده شد. همچنین در حالت‌های مختلف بارگذاری، اختلاف قابل توجهی در بیشترین و کمترین تنشهای اصلی دو مدل حاصل نگردید.

Meijer و همکاران (۴) پژوهشی را برای سیستم‌های چهار ایمپلنتی انجام دادند. آنها علاوه بر بررسی دو ساختار فوقانی، تأثیر بارگذاری غیر یکنواخت بر توزیع تنش را نیز بررسی کردند. نتایج آنها نشان داد که در صورت تقسیم غیر یکنواخت نیرو، بیشترین تمرکز تنش در استخوان اطراف نزدیکترین ایمپلنت به محل بارگذاری رخ می‌دهد. مقادیر این تنشها در استخوان اطراف ایمپلنت‌های متصل شده با Bar، کمتر از ایمپلنت‌های مجزا بود.

Menicucci و همکاران (۵) در مطالعه خود علاوه بر موارد مطالعات بالا، مخاط و آوردنچر را نیز به پژوهش خود وارد کردند. آوردنچر در یک طرح با Bar و در طرح دیگر با Ball نگهداری شد. سیستم ماهیچه‌ای مفروض به گونه‌ای فعال شد که نیروی عمودی ۳۵ نیوتنی را در ناحیه مولر اول سمت چپ وارد کند. نتایج نشان داد که اتصالات Ball، توزیع نیروی مطلوبتری را روی مخاط میسر می‌سازند و تنش فون مایرز کمتری را نسبت به Bar در استخوان اطراف ایمپلنت نشان می‌دهند.

Chun و همکاران (۶) به بررسی چهار اتصال محکم و قابل انعطاف فک بالا پرداختند. تماس بین قسمت مادگی و پایه در اتصالات محکم، به صورت Bonded و در اتصالات قابل

Clip جهت نگهداری Bar استفاده شد و به کمک بالهای خود در اوردنچر ثابت شد. ضخامت قسمت U شکل Clip، ۰/۳ میلی‌متر و بالها، ۰/۲ میلی‌متر بود.

در سه مدل مورد بررسی در این مطالعه، اوردنچر بر سه ایمپلنت تکیه داشت. یک ایمپلنت در میدلاین و دو ایمپلنت در مکان دندانهای پرمولار اول قرار گرفت. پس از آن با استفاده از قطعات شبیه‌سازی شده سه طرح درمان: Bar، Bar-Ball و Ball در نرم افزار SolidWorks مونتاژ شد. تحلیلهای مکانیکی این مطالعه در محیط نرم افزار Ansys Workbench صورت گرفت. قابل ذکر است که در سه طرح مورد بررسی، اوردنچر علاوه بر ایمپلنت‌ها بر مخاط نیز تکیه داشت. با استناد به اطلاعات شرکت سازنده (۱۴) جنس ایمپلنت، Ball، Housing و بخش پایینی Abutment از تیتانیوم خالص درجه چهار در نظر گرفته شد. Bar و Ball در نگهدارنده Bar، Clip، Lamella و قسمت بالایی Abutment از نوعی آلیاژ طلا ساخته شد. ویژگی مکانیکی این دو جنس، استخوان متراکم و اسفنجی، مخاط و اوردنچر در جدول ۱ مشاهده می‌گردد.

برای قسمتهایی از مدل فک که تفکیک استخوانهای متراکم و اسفنجی صورت نگرفته، خصوصیات مکانیکی با میانگین‌گیری از ویژگیهای دو نوع استخوان به دست آمد.

تفاوت در تنظیمات تماس، تعیین کننده چگونگی رفتار فصل مشترک اجسام در حال تماس با یکدیگر می‌باشد. روش Augmented Lagrange برای فرموله کردن تماسها انتخاب گردید.

تماسهای موجود بین اجزای مدل‌ها به دو دسته کلی تقسیم می‌شود: تماسهای خطی که در آنها اجسام در فصل مشترکشان حرکتی نسبت به هم ندارند نظیر اتصال ایمپلنت به استخوان و تماسهای غیر خطی که در آنها سطوح تماسی می‌توانند نسبت به هم حرکت کنند. ضریب اصطکاک بین این سطوح تماسی با توجه به جنس قطعات مطابق در نظر گرفته شد. ضریب اصطکاک بین اوردنچر و مخاط بر اساس مطالعات گذشته صفر در نظر گرفته شد. (۱۴)، تماس بین اوردنچر با ایمپلنت‌ها نیز به دلیل اثر روان کنندگی بزاق و کوچک بودن نواحی تماس بدون اصطکاک فرض گردید.

در مطالعه حاضر از دو مفصل کروی و انتقالی استفاده گردید. در مفصل کروی هر سه درجه آزادی انتقالی حذف شد و درجات آزادی دورانی باقی ماند. از این مفصل برای اتصال

مختلف عمل کند. ابتدا مدل هندسی فک پایین به کمک داده‌های سی تی اسکن تولید گردید. تصاویر به نرم افزار Rapid form منتقل شد و در این محیط، تصاویر سه نمای اصلی فک بر یکدیگر مونتاژ گردید تا یک حجم سه بعدی را تشکیل دهند. هندسه سه بعدی فک پایین جهت استفاده در مراحل بعدی به نرم افزار SolidWorks وارد شد.

به دلیل پیچیدگی هندسی فک و برای کاهش زمان محاسبات، تفکیک استخوانها فقط در ناحیه زیر اوردنچر صورت گرفت. در سایر قسمتها استخوان به صورت همگن فرض شد. بر اساس پژوهشهای قبلی، برای استخوان متراکم دو میلی‌متر ضخامت در نظر گرفته شد. (۷-۱۱)، در حجم محصور بین استخوان متراکم، استخوان اسفنجی قرار گرفت. به منظور کاهش زمان محاسبات فقط قسمتی از مخاط که اطراف اوردنچر قرار دارد، به ضخامت دو میلی‌متر بازسازی شد. (۱۲)

جهت مدل سازی قطعات فلزی از محصولات شرکت اشترومن استفاده گردید. (۱۳)، ابعاد قطعات مورد نظر با استناد به کاتالوگ‌های این شرکت به دست آمد. ایمپلنت انتخاب شده از نوع استاندارد با گردن Regular و دارای طول ۱۲ و قطر ۴/۱ میلی‌متر بود. همچنین فاصله رزوه‌های و عمق رزوه‌های آن به ترتیب ۱/۲۵ و ۰/۳ میلی‌متر بود.

Ball) Retentive Anchor بر روی ایمپلنت می‌نشیند و پایه‌ای برای نگهداری اوردنچر در طرح درمان Ball می‌باشد. ارتفاع خارج از ایمپلنت آن ۳/۴ میلی‌متر بود. Lamella بخش کروی نگهدارنده را در بر می‌گیرد و قسمت بالایی آن در Housing پیچ می‌شود. Lamella ارتفاع ۲/۶ میلی‌متری می‌باشد و Housing دارای قطر و ارتفاع ۳/۶ و ۳/۲ میلی‌متر است.

جهت Bar از میله‌ای با مقطع U شکل و عرض و ارتفاع ۲/۲ و سه میلی‌متر استفاده شد.

در طرح Bar-Ball در وسط هر کدام از میله‌ها یک Ball وجود داشت. در این طرح عرض و ارتفاع مقطع Bar، ۲/۲ و ۲/۵ میلی‌متر و ابعاد قسمت Ball مانند بخش بالایی نگهدارنده Ball شکل بود.

Abutment در طرحهای Bar شکل و Bar-Ball استفاده گردید. قسمت پایینی آن درون ایمپلنت قرار گرفته و بخش بالایی آن به Bar جوش شد. قسمت خارج از ایمپلنت آن ۵/۵ میلی‌متر ارتفاع داشت.

حرکت انتقالی در راستای محور اتصال باقیمانده و سایر متصل می‌باشند. با توجه به مشخص بودن مبدا و ناحیه اثر، هر ماهیچه می‌تواند یک بردار نیرو با یک جهت مشخص ایجاد کند. (۱۷)، علی‌رغم مقادیر متفاوت ذکر شده برای نیروهای ماهیچه‌ای، سیستم جوئنده از دیدگاه مکانیکی یک سیستم نامعین است. به عبارت دیگر، تعداد ماهیچه‌های فعال شده برای تولید یک نیروی جوئنده مشخص، بیشتر از تعداد مورد نیاز می‌باشد. بنابراین الگوهای متفاوتی را می‌توان برای فعال شدن ماهیچه‌ها به کار برد. با این حال، برآورد این نیروها برای فهم مکانیک جویدن حیاتی است. این نیروها را می‌توان به کمک مدل‌های مکانیکی و ریاضی تخمین زد. بدین طریق نیروهای ماهیچه‌ای به صورت تقریبی به دست می‌آیند. (۱۸)

در این مطالعه از اطلاعات موجود در مطالعه Korioth و Hannam (۱۶) برای تعیین بردارهای نیرو استفاده شد. برای شبیه‌سازی نیروهای ماهیچه‌ای، مدل در نواحی اتصال ماهیچه‌ها تحت بارهای گسترده قرار گرفت. فرض شد که عضلات مستقیماً با استخوان در تماس می‌باشند و نیرو در اثر انقباض یکنواخت ماهیچه به دست می‌آید. ناحیه اثر عضلات بر فک پایین با توجه به مقالات مرتبط، به صورت تقریبی تعیین گردید. (۷، ۹) برای تعیین مقدار نیروها، الگوی ماهیچه‌ای ارائه شده در مطالعه Hannam, Korioth (۱۶) به کار رفت. بر این اساس ماهیچه‌ها به گونه‌ای فعال شدند که نیروی عکس‌العمل صد نیوتنی در خلاف جهت محور Y بر دندان مولر اول سمت راست (تکیه‌گاه مدل) ایجاد گردد. (۷)، مقادیر نیروهای عضلانی لازم برای این فرآیند در جدول ۲ نشان داده شده است.

یافته‌ها

با توجه به اینکه روش اجزای محدود یک روش عددی است، نتایج حاصل در واقع تقریبی از جوابهای دقیق می‌باشند. بنابراین ارزیابی دقت جوابها ضروری است. در این روش، فرآیند حل باید با پارامترهای تصحیح شده تا اندازه‌ای تکرار گردد که دقت کافی به دست آید. به عبارت دیگر، برای تأیید کیفیت شبکه نیاز است که آزمایش همگرایی برای مدل‌های اجزای محدود انجام گردد. بیشترین مقدار تنش معادل فون مایرز در هر یک از اجزا به عنوان معیار همگرایی انتخاب می‌گردد، زیرا این تنش معادل، در بردارنده اثر تمامی مؤلفه‌های تنش است. پس از تعیین اندازه‌های مناسب المان

بین Lamella و Ball استفاده شد. در مفصل انتقالی، فقط درجات آزادی گرفته شد. این نوع اتصال بین Bar و Clip وجود داشته و بنابراین تنها حرکت نسبی، در راستای محور طولی آنها بود.

در روش اجزای محدود برای تحلیل مدل‌های هندسی، محیط مورد نظر به محیطهای کوچکتری تقسیم گردید که اصطلاحاً المان نامیده می‌شود. هر المان به طور مستقیم و غیرمستقیم از طریق مرزهای مشترک (مانند گره‌ها، خطوط یا سطوح مرزی) به المان‌های دیگر اتصال می‌یابد. سپس معادله‌ای برای تغییر پارامتر مورد نظر در المان‌ها منظور گردید. با حل معادلات برای هر یک از المان‌ها و ادغام جوابها، حل مسئله برای کل جسم به دست آمد. المان‌های استفاده شده در این پژوهش Solid187، Conta174 و Targe170 بودند که مورد اول، برای تولید شبکه در اجزای مدل هندسی و دو المان بعدی برای اتصالات به کار رفت.

شبیه‌سازی شرایط مرزی در روش اجزای محدود یکی از بخشهای مهم و تأثیرگذار جوابهای به دست آمده است. درجه‌های آزادی گرفته شده و نیروهای اعمال شده نقش بسیار مهمی در تغییر شکل فک بازی می‌کنند. (۳) تکیه‌گاه‌های نامناسب مانع از خمش فک در حین بارگذاری شده و بر توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت اثر خواهند گذاشت. فک پایین حین باز و بسته شدن دهان حول محور عبوری از کندیل‌های دو طرف می‌چرخد. (۱۵)، موقعیت بررسی شده در این پژوهش حالتی است که کندیل در حفره گلوئید قرار داشته و فک فقط حول محور مذکور می‌تواند حرکت دورانی داشته باشد. در مدل اجزای محدود می‌توان با ثابت کردن دو نقطه از مدل که بر محور گذرنده از کندیل‌ها منطبق هستند، این درجه آزادی دورانی را شبیه‌سازی کرد. (۵-۹)

برای شبیه‌سازی فرآیند جویدن، موقعیت بررسی شده برای ماده غذایی، دندان مولر اول سمت راست فک پایین بود که معمولترین وضعیت جویدن به شمار می‌رود. (۷)، به همین منظور، جابه‌جایی یک سومهای گونه‌ای و مرکزی به سطوح جوئنده این دندان محدود شد. محدودیت‌های ذکر شده در جهت عمود بر صفحه جفت شدگی دندانها عمل می‌نماید. (۱۶)، به عبارت دیگر، ناحیه مشخص شده بر دندان مولر اول سمت راست در راستای محور Y حرکت انتقالی ندارد.

سیستم جوئنده انسان متشکل از فک‌های بالا و پایین است که به وسیله دو مفصل گیجگاهی فکی و چهار جفت ماهیچه به هم

راست اتفاق می‌افتد. میزان حداکثر تنش فون مایرز در استخوانهای متراکم و اسفنجی اطراف هر یک از سه ایمپلنت برای این نوع درمان در جدول ۳ آورده شده است. کانتورهای مربوط به Bar، نگهدارنده Ball شکل، Lamella و Housing سمت راست و ایمپلنت و Abutment میانی هستند که تنش بیشتری را نسبت به سایر اجزای فلزی تحمل می‌نمایند. بر اساس نتایج به دست آمده، تمرکز تنش برای ایمپلنت در مکان اتصال پایه به آن (لبه بالایی ایمپلنت) رخ می‌دهد. بیشترین مقادیر تنش برای Abutment در محل اتصال Bar به آن واقع هستند. تمرکز تنش برای Bar در مکانهای اتصال آن به Abutment و نگهدارنده Ball شکل اتفاق می‌افتد. بیشترین مقادیر تنش برای نگهدارنده Ball شکل در محل تماس آن با Bar متمرکز می‌شوند. (جدول ۴)

بحث

پژوهشهای متعددی به بررسی درمان اوردنچر منکی بر سیستم‌های دو یا چهار ایمپلنتی پرداخته‌اند. اما در میان مطالعات گذشته، ارزیابی سیستم‌های سه ایمپلنتی، کمتر به چشم می‌خورد. از جمله در مطالعه Celik و Uludag (۱) که به روش فتوالاستیک صورت گرفته است، مقادیر عددی برای تنش بیان نشده و مدل‌ها به صورت کیفی (به کمک طیف رنگ تولیدی در مدل‌های فتوالاستیک) با یکدیگر مقایسه شده‌اند. از طرف دیگر به دلیل به کارگیری مدل‌های هندسی، تکیه‌گاه‌ها و نیروهای جوته بسیار متنوع از سوی محققان در پژوهشهای دو یا چهار ایمپلنتی، قیاس کمی نتایج با مطالعات گذشته منطقی به نظر نمی‌رسد. با این حال، تحلیل کیفی رفتار مدل‌های مورد بررسی در ادامه ارائه می‌گردد.

مقایسه نتایج تغییر شکل برای فک اهمیت مکانیزم نگهدارنده را نشان می‌دهد. به کمک شکل ۱ می‌توان تغییر شکل اوردنچر را برای سه طرح درمانی مقایسه کرد. موقعیت اولیه اوردنچر در این شکل با سایه مشخص شده است. همچنین بیشترین مقادیر جابه‌جایی اوردنچر در جهات اصلی برای طرحهای درمانی مورد مطالعه در جدول ۵ قابل مشاهده می‌باشد.

در همه مدل‌ها کج شدن اوردنچر مشاهده می‌گردد، به طوری که سمت غیر کارگر (سمت چپ) نسبت به سمت کارگر (که ماده غذایی وجود دارد) کمی بالا می‌آید. Dass و همکاران (۷) نیز در مطالعه خود به چنین حرکتی اشاره کردند. بیشترین جابه‌جایی اوردنچر مربوط به طرح درمان Bar-Ball و کمترین

برای هر یک از طرحهای درمانی، شبکه‌های نهایی تولید می‌شوند.

برای کلیه طرحهای درمانی، توزیع تنش نواحی اطراف ایمپلنت در هر دو استخوان متراکم و اسفنجی و نیز قطعات فلزی بررسی می‌گردد.

تغییر شکل فک بر تنش ایجاد شده در استخوان تأثیر بسزایی دارد. در طرح درمان Ball، بیشترین جابه‌جایی فک، ۰/۱۷۳ میلی‌متر است که در بخش پایینی سمت چپ اتفاق می‌افتد. این امر به دلیل تکیه‌گاه موجود بر دندان مولر اول سمت راست می‌باشد. بیشترین مقادیر تنش برای استخوانهای متراکم و اسفنجی در ناحیه ایمپلنت راست رخ می‌دهد. تمرکز تنش برای استخوان متراکم در بخش گردن و رزوه‌های ایمپلنت اتفاق می‌افتد. بیشترین مقادیر تنش برای استخوان اسفنجی نیز در مکان چند رزوه بالایی مشاهده می‌شود، در حالی که توزیع تنش در ناحیه نوک ایمپلنت کاملاً متعادل است. تنش معادل

فون مایرز در استخوان اطراف هر یک از سه ایمپلنت در جدول ۳ ارائه شده است. با دور شدن از موقعیت ماده غذایی، مقدار تنش کاهش می‌یابد. کانتورهای تنش فون مایرز برای ایمپلنت و قطعات سمت راست بیشتر است. تمرکز تنش برای ایمپلنت در چند رزوه بالایی و برای نگهدارنده Ball در ناحیه گردن آن اتفاق می‌افتد که ناشی از حرکت اوردنچر می‌باشد. (جدول ۴)

در طرح درمان Bar clip، بیشترین تغییر شکل در بخش پایینی سمت چپ فک اتفاق می‌افتد و مقدار آن برابر ۰/۱۸۵ است که نسبت به طرح درمان Ball بیشتر است. توزیع تنش مایرز در استخوان متراکم و اسفنجی و اتصالات و ساختار فوقانی در این طرح درمانی در جدول ۳ آورده شده است. بیشترین مقادیر تنش مربوط به سمت راست می‌باشد. در ایمپلنت‌ها تنش در نواحی گردن ایمپلنت و چند رزوه بالایی آن متمرکز است. بیشترین مقادیر تنش برای Abutment و Bar در مکان اتصال آنها به هم متمرکز هستند. بیشینه تنش برای Clip در انتهای سمت راست آن (در محل اتصال آن به اوردنچر) رخ می‌دهد. (جدول ۴)

تغییر شکل در طرح درمان Bar-Ball نسبت به حالت‌های قبل، کمی متفاوت بوده و بیشترین مقدار آن ۰/۲۳۱ میلی‌متر می‌باشد که در مکانی جلوتر رخ می‌دهد. مشابه حالت‌های قبل، در این طرح درمان نیز حداکثر تنش فون مایرز برای استخوانهای متراکم و اسفنجی در نواحی بالایی ایمپلنت سمت

جدول ۱: ویژگیهای مکانیکی مواد

ماده	ضریب کشسان (مگاپاسکال)	نسبت پواسون	مقاومت نهایی (مگاپاسکال)
نیتانیموم درجه ۴	۱۱۴۰۰۰	۰/۳	۵۵۰
آلیاژ طلا	۹۷۰۰۰	۰/۴۲	۵۳۵
استخوان متراکم	۱۳۷۰۰	۰/۳	تحت کشش: ۵۱ (۲۲ و ۲۳) و ۱۰۰ (۱۰) تحت فشار: ۱۳۳ (۲۲ و ۲۳) و ۱۷۰ (۱۰)
استخوان اسفنجی	۴۵۰۰	۰/۳	تحت کشش: ۵ (۱۰) تحت فشار: ۵ (۱۰) و ۷,۳۶ (۲۴)
استخوان در قسمت تفکیک نشده	۴۵۰۰	۰/۳	-
مخاط	۱	۰/۳۷	-
اوردنچر	۴۵۰۰	۰/۳۵	-

جدول ۲: مقدار نیروهای ماهیچه‌ای (نیوتن)

ماهیچه	سمت چپ فک	سمت راست فک
ماستر	۳۷/۵۲۵	۴۵/۰۳۰
تریگوئید میانی	۲۶/۲۳۳	۳۶/۷۲۶
تریگوئید جانبی	۱۰/۸۷۳	۵/۰۱۸
تمپورال	۴۲/۵۶۷	۵۰/۶۹۶

جدول ۳: بیشینه تنش فون مایزر در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها در طرحهای درمانی مختلف

طرح درمان	استخوان	ایمپلنت راست	ایمپلنت میانی	ایمپلنت چپ
Ball	متراکم	۱۵/۵۸	۸/۸۱	۷/۰۲
	اسفنجی	۴/۲۴	۱/۶۹	۱/۲۹
Bar clip	متراکم	۱۴/۴۱	۵/۶۵	۶/۲۵
	اسفنجی	۳/۷۸	۱/۳۰	۱/۱۴
Ball on bar	متراکم	۱۲/۲۸	۷/۴۶	۶/۷۴
	اسفنجی	۲/۳۹	۱/۵۲	۱/۰۱

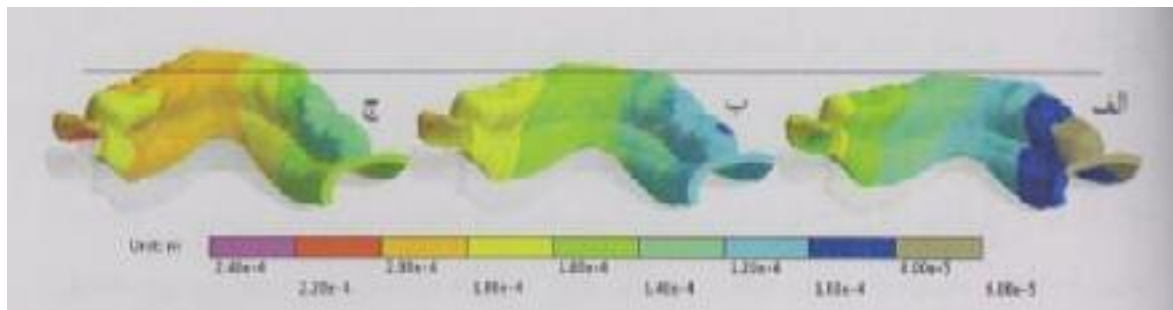
جدول ۴: بیشترین تنش فون مایزر در قطعات فلزی موجود در طرح درمانهای مختلف (مگاپاسکال)

طرح درمان	اجزا فلزی		نگهدارنده	ایمپلنت	طرح درمان
	Housing	Lamella			
Ball	۳۳/۵۸	۲۸/۷۳	۱۶۴/۱۳	۳۹/۶۱	Ball
	۱۵۸/۵۴	۱۱۱/۱۴	۸۲/۷۱	۴۳/۳۳	Bar clip
Bar-ball	۴۹/۵۱	۷۸/۹۷	۱۹۶/۵۲	۷۴/۹۲	Bar-ball
			۲۲۸/۴۸		

از اتصال Bar clip است. البته این تفاوت چشمگیر نمی‌باشد. این مطلب با یافته‌های مطالعه حاضر سازگاری دارد. جابه‌جایی کوچکتر، نتیجه پایداری بیشتر اوردنچر است که به

آن مربوط به طرح درمان Ball می‌باشد. Tokuhisa و همکاران (۱۲) با بررسی اوردنچرهای متکی به دو ایمپلنت دریافتند که میزان جابه‌جایی اوردنچر در اتصال Ball، کمتر

شکل ۱: تغییر شکل آوردنچر در طرح درمان: الف) Ball (ب) Bar clip (ج) Ball on bar: موقعیت اولیه آوردنچر با سایه مشخص شده است. همچنین بیشترین مقادیر جابه‌جایی در جهات اصلی برای همه طرحهای درمانی در جدول ۵ قابل مشاهده می‌باشد. همان گونه که مشاهده می‌شود در همه مدل‌ها کج شدن آوردنچر مشاهده می‌گردد، به طوری که سمت غیر کارگر (سمت چپ) نسبت به سمت کارگر (که ماده غذایی حضور دارد) کمی بالا می‌آید.



جدول ۵: مقادیر بیشینه جابه‌جایی آوردنچر در جهات اصلی برای طرحهای درمانی (میلی متر)

طرح درمانی	جابه‌جایی در جهت X	جابه‌جایی در جهت Y	جابه‌جایی در جهت Z
Ball	-۰/۰۶۴	۰/۱۱۸	۰/۱۲۴
Bar clip	-۰/۰۵۳	۰/۱۲۲	۰/۱۲۷
Ball on bar	-۰/۰۵۰	۰/۱۴۷	۰/۱۸۴

مجاور منتقل کرده و تمرکز تنش را به خصوص در بخش بالایی استخوان متراکم ایجاد کند.

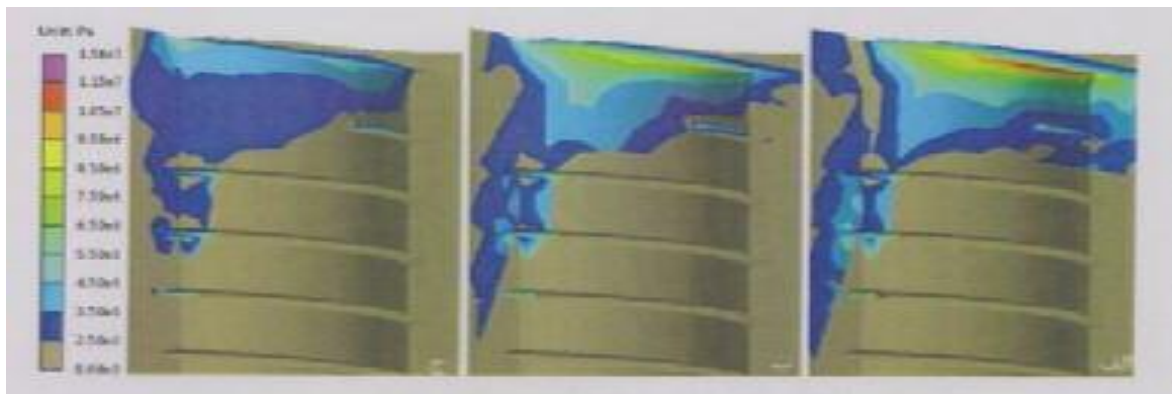
برای ارزیابی طرحهای درمانی از تنش فون مایززا استفاده می‌شود. شکل‌های ۲ و ۳ توزیع تنش فون مایززا را در استخوان اطراف ایمپلنت نشان می‌دهند. این کانتورها مربوط به مقطع برش خورده استخوان در ناحیه ایمپلنت سمت راست بوده و به کمک آنها می‌توان طرحهای درمانی را با یکدیگر مقایسه کرد. همان‌طور که مشاهده می‌شود بیشترین مقادیر تنش مربوط به طرح درمان Ball است، در حالی که درمان Bar-Ball بهترین توزیع تنش را در این نواحی دارد. نمودارهای ۱ و ۲ بیشترین مقادیر تنش فون مایززا را در استخوانهای متراکم و اسفنجی در طرح درمانهای مورد بررسی نشان می‌دهد. ایمپلنت در اتصال Ball و نیز Bar-Ball به ترتیب، بیشترین و کمترین مقادیر تنش را به هر دو نوع استخوان منتقل می‌نماید.

در برخی از مطالعات، محققان به بررسی اتصالات Bar و نیز Bar برای درمان آوردنچر فک پایین پرداخته‌اند و به این نتیجه رسیده‌اند که اتصالات Ball، تنش کمتری را به استخوان منتقل می‌کنند. (۵، ۲۱)، بر خلاف این یافته‌ها، مطالعه حاضر نشان می‌دهد که در طرح درمان Bar، تنش کمتری (نسبت به طرح Ball) به استخوان وارد می‌شود. تفاوت حاصل شده بین نتایج به این دلیل است که Menicucci و همکاران (۵) در مطالعه

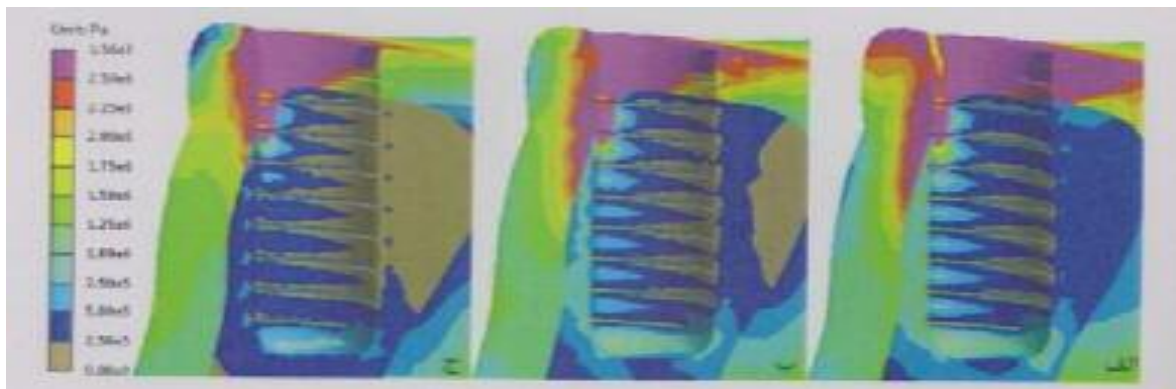
موقعیت عناصر سازنده بستگی دارد. هر چه موقعیت نگهدارنده‌های آوردنچر به هم نزدیکتر باشد (مانند طرح Bar-Ball)، حرکات جانبی آوردنچر راحت‌تر اتفاق می‌افتد. چنین موضوعی در مطالعه Menicucci و همکاران (۵) نیز به چشم می‌خورد. ثبات هر چه بیشتر آوردنچر، یکی از مهمترین خواسته‌های بیماران می‌باشد.

نتایج مربوط به بیشترین مقادیر تنش در استخوانهای متراکم و اسفنجی در هیچ یک از طرحهای درمانی به مقاومت نهایی استخوان نمی‌رسد. از این رو می‌توان بیان کرد که در مدل‌های مورد بررسی، تحلیل استخوان رخ نمی‌دهد. در کلیه طرحهای درمانی، تنشهای ایجاد شده در استخوان اطراف ایمپلنت سمت کارگر، بزرگتر از دو ایمپلنت دیگر است. این مطلب در مطالعه Sadowsky و Caputo (۱۹) هم دیده می‌شود و ناشی از وجود ماده غذایی در یک طرف از فک می‌باشد. بیشترین مقادیر تنش استخوان اطراف ایمپلنت، در نواحی گردن ایمپلنت (یعنی در استخوان متراکم) متمرکز می‌باشد. چنین پدیده‌ای در بسیاری از مطالعات دیگر قابل مشاهده است. (۳-۵، ۷، ۹ و ۲۰) تمرکز تنش در این نواحی می‌تواند ناشی از ضریب کشسانی بزرگتر استخوان متراکم نسبت به اسفنجی باشد. همچنین تماس کامل مفروض بین ایمپلنت و استخوان، در این موضوع بی‌تأثیر نیست. چنین حالتی سبب می‌گردد که ایمپلنت نیرو را به صورت مستقیم به استخوان

شکل ۲: کانتور تنش فون مایز برای استخوان مترام اطراف ایمپلنت سمت راست در طرح درمان: الف) Ball، ب) Bar clip، ج) Ball on bar: بیشترین مقادیر تنش مربوط به طرح درمان Ball است، در حالی که درمان Ball on bar بهترین توزیع تنش در این نواحی را دارد



شکل ۳: کانتور تنش فون مایز برای استخوان اسفنجی اطراف ایمپلنت سمت راست در طرح درمان: الف) Ball، ب) Bar clip، ج) Ball on bar: بیشترین مقادیر تنش مربوط به طرح درمان Ball است، در حالی که درمان Ball on bar بهترین توزیع تنش در این نواحی را دارد.



است. این مطلب احتمالاً به دلیل استفاده از نوع سخت سیستم Bar (عدم استفاده از Spacer بین Bar و Clip) می‌باشد. آزادی حرکت اوردنچر در اتصال محکم Bar clip، کمتر از طرح Bar-ball بوده و نیروی کمتری به بافت بی‌دندانی باقیمانده (مخاط و بخش بالایی استخوان فک) منتقل می‌گردد. بدین ترتیب نیروی وارده به ایمپلنت و استخوان اطراف آن افزایش می‌یابد.

نمودار ۳ مقادیر حداکثر تنش فون مایز را در قطعات فلزی برای سه طرح درمان مورد بررسی نشان می‌دهد. این تنش بیشینه برای اتصالات Ball و نیز Bar-ball در نگهدارنده کروی اتفاق می‌افتد. تمرکز تنش برای اتصال Bar، در محل اتصال Clip به اوردنچر رخ می‌دهد. نگهدارنده در طرح Ball از تیتانیوم درجه چهار، Clip در طرح Bar و نگهدارنده در طرح Bar-Ball از آلیاژ طلا ساخته شده‌اند. تغییر شکل اوردنچر و بالا آمدن سمت غیر کارگر آن، سبب اعمال یک گشتاور خمشی به سیستم‌های نگهدارنده شده و در آنها تنش

اجزای محدود خود، هندسه فک را شدیداً ساده‌سازی کردند. این امر بر هم کنش اجزا را تحت تأثیر قرار می‌دهد. همچنین Meijer و همکاران (۲۱) سیستم‌های دو ایمپلنتی را به روش اجزای محدود دو بعدی بررسی کردند. شرایط مرزی در نظر گرفته در مطالعه آنها مطابق واقعیت نبوده و مدل‌سازی اوردنچر و مخاط صورت نگرفته است. به علاوه، نیروها فقط به صورت عمودی بر ساختارهای فوقانی اعمال شده‌اند. مجموعه موارد مذکور در این دو مطالعه، بر تحلیل اجزای محدود اثرگذار بوده است. از طرف دیگر، محققان در مراجع (۱، ۳، ۲۲) به نتایج مشابه با مطالعه کنونی دست یافته و توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت را برای اتصال Bar، بهتر از اتصال Ball عنوان کرده‌اند. تقسیم نیرو بین سه ایمپلنت و افزایش نیروی انتقالی به مخاط در طرح‌های دارای Bar می‌تواند دلیل این امر باشد. (۲۳-۲۴)

تنش‌های منتقل شده به استخوان در درمان اوردنچر با اتصالات Bar clip، نسبت به مدل با اتصالات Bar-Ball بیشتر

نتیجه‌گیری

- ۱- اوردنچر در طرحهای درمانی شامل اتصالهای Ball و Bar clip، کمتر جابه‌جا شده و پایداری بیشتری از خود نشان داد.
- ۲- بیشترین مقدار تنش استخوان، در تمام طرح درمانها، در نواحی گردن ایمپلنت سمت کارگر و چند رزوه بالایی آن متمرکز بود.
- ۳- بیشترین مقادیر تنش در استخوانهای متراکم و اسفنجی در هر سه مدل، کمتر از مقاومت نهایی این استخوانها بود. بدین ترتیب به نظر می‌رسد که در هیچ یک از این طرحهای درمانی، تحلیل استخوان رخ نخواهد داد.
- ۴- حداکثر تنش ایجاد شده در قطعات فلزی اتصال Ball و Bar Clip، مقادیر متعادلی بود. این تنش در مدل Bar-Ball بزرگتر بوده و دلیل جابه‌جایی بیشتر اوردنچر با این اتصال می‌باشد.
- ۵- در برخی از موقعیتهای کلینیکی، نیاز است تا اتکای بیشتری از بافت بی‌دندانی باقیمانده گرفته شود. در چنین مواردی استفاده از طرح درمان Bar-Ball توصیه می‌گردد، زیرا تنش کمتری را به استخوان اطراف ایمپلنت منتقل می‌کند.

ایجاد می‌کند. تنش بیشتر در نگهدارنده اتصال Bar-Ball نسبت به دو طرح درمان دیگر، ظاهراً به دلیل تغییر شکل بزرگتر اوردنچر با این اتصال است.

بر خلاف قطعات فلزی در اتصالات Ball و Bar clip (که تنشهای متعادلی دارند)، مقدار تنش در نگهدارنده اتصال Bar-Ball زیاد است. این طرح درمان آزادی حرکت بیشتری به اوردنچر داده و افزایش نیروی انتقالی به مخاط را میسر می‌سازد. به همین دلیل کاربرد طرح درمان Bar-Ball در مواقعی توصیه می‌گردد که کاستن از تنش وارد به استخوان اطراف ایمپلنت، درجه اهمیت بالاتری نسبت به پایداری اوردنچر و تنش در قطعات فلزی دارد، مانند زمانی که از ایمپلنت‌های کوتاه یا با قطر کم استفاده شده است.

در صورتی که ضرورتی در این موارد وجود نداشته باشد، می‌توان طرحهای درمانی Ball و Bar clip را بر حسب نیاز به کار برد. این طرحها ترکیب متعادلی از پایداری اوردنچر و توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت و اجزای فلزی را ارائه می‌نمایند.

REFERENCES

1. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent.* 2007;97(4):229-35.
2. Barao V, Assuncao W, Tabata L, Delben J. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdenture with different attachment systems. *J Craniofac Surg.* 2009;20:1066-1071.
3. Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol.* 1993;38(6):491-6.
4. Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three dimensional, finite element study. *J Oral Rehabil.* 1996;23(11):757-63.
5. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral & Maxillofac Imp.* 1998;13(3):369-76.
6. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil.* 2005;32(3):193-205.
7. Daas M, Dubois G, Bonnet A, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng & Physics.* 2008;30(2):218-25.
8. Prakash V, D'Souza M, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2009; 20(1):31-36.
9. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, de Castro Lemonge AC. Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant. *Int J Oral & Maxillofac Imp.* 2003;18(5):675-84.
10. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimey M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004;91(2):144-50.
11. Baggi L, Cappelloni I, Maceri F, Vairo G. Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simul Model Pract and Theory.* 2008;16(8):971-87.
12. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In Vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: Comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont.* 2003;16(2):128-34.

13. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.
14. Association of Osseointegration 6-9 October 2010, Glasgow 9 International Diabetes. [Http://www. Straumann. com/stargetref.pdf](http://www.Straumann.com/stargetref.pdf).
15. Okeson, Jeffrey P. Temporomandibular disorders and occlusion, 7th ed. USA: Mosby; 2013, 63.
16. Korioth T, Hannam A. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res.* 1994;73(1):56-66.
17. Koolstra J, Van Eijden T, Weijs W, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech.* 1988;21(7):563-76.
18. Koolstra JH. Number crunching with the human masticatory system. *J Dent Res.* 2003;82(9):672-6.
19. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent.* 2004;92(4):328-36.
20. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Inter J Prosthodont.* 1994;7(3):271-9.
21. Meijer H, Kuiper J, Starmans F, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent.* 1992;68(1):96-102.
22. Mericske-stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(4):387-96.
23. Mish Carl E. Contemporary implant dentistry, 3th ed, 2008, 546.
24. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: A finite element study. *J Biomech.* 2003;36(9):1247-58.