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

اسداله احمدزاده*، فرنوش گل محمدی#، محمدعلی ناصری*****

* استادیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، ایران

** استادیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه کرمانشاه، ایران

*** دستیار تخصصی ارتودنسی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه جندی شاپور اهواز، ایران

تاریخ ارائه مقاله : ۹۳/۵/۱ – تاریخ پذیرش : ۹۳/۹/۲۰

Evaluation of Stress Distribution among Various Designs of a Mandibular Implant-Retained Overdenture with Three Implants by Finite Element Analysis

Asadollah Ahmadzadeh*, Farnoosh Golmohammadi#, MohammadAli Naseri*****

** Assistant Professor, Dept of Prosthodontics, School of Dentistry, Ahwaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahwaz, Iran.*

*** Assistant Professor, Dept of Prosthodontics, School of Dentistry, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran.*

**** Orthodontic Resident, School of Dentistry, Ahwaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahwaz, Iran.*

Received: 23 July 2014 ; Accepted: 11 December 2014

Introduction: because of problems associated with dentures nowadays implant supported overdentures are used widely. Despite the high success of implants, implant failure remains a major challenge. Implant overload is a factor for cortical bone loss and implant failure. This study, evaluated 3 designs used in overdentures with three implants, using finite element analysis for their stress distribution.

Materials & Methods: Using finite element method, a geometrical model of the mandible was produced with CT data and three ITI implants were placed at the midline and at the first premolar teeth. All conditions were simulated using finite element software. Three treatment bar-ball, bar and ball were considered to support the overdenture. Maximum von Mayzz stress levels were compared for all attachments and supporting bone and mandibular flexure attachment was compared in different designs.

Results: Results showed that the greatest amount of stress on the bone was around the upper thread and the neck of the implants. Attachment of the ball and the bar-ball induced the greatest and the least amounts of stress to the bone around the implants respectively. The maximum stress could be seen on the ball attachment in the bar-ball design. The maximum amount of the movement was show in bar-ball attachment.

Conclusions: According to the results, the bar-ball treatment plan with reducing the stability of over denture will reduce the stress around the bone of implant and ball treatment plan with increasing bone stress around the implant will increse the stability of overdenture.

Key words: Dental implant, mandibular overdenture, attachment systems, finite element method.

 # Corresponding Author: farnoosh.gol@gmail.com

J Mash Dent Sch 2015; 39(1): 9-20 .

چکیده

مقدمه: به علت مشکلات دنچرها، امروزه اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت رواج یافته‌اند. به رغم موفقیت بالای ایمپلنت، از دست رفتن ایمپلنت هنوز معضل اساسی است. افزایش نیروی وارد بر ایمپلنت فاکتور مهم تحلیل استخوان و از دست رفتن ایمپلنت می‌باشد. این مطالعه با آنالیز اجزای محدود اوردنچرهایی با سه ایمپلنت، به بررسی بهترین طراحی و ترکیب اتچمنت که باعث حداقل استرس در استخوان آلوئول شود، پرداخته است.

مواد و روش‌ها: 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 دندان‌های پرمولار اول قرار گرفت. کلیه شرائط با استفاده از نرم افزار اجزای محدود شبیه سازی شد. سه طرح درمان

مولف مسؤول، نشانی: کرمانشاه، خیابان شریعتی، دانشکده دندانپزشکی، گروه دندانپزشکی پروتزهای دندانی، تلفن: ۰۹۱۳۳۱۲۷۹۵۳

E-mail: farnoosh.gol@gmail.com

Bar-ball، Bar و Ball جهت ساپورت اوردنچر در نظر گرفته شد. حداکثر تنش فون مایزز در سطح کلیه اتچمنت‌ها و استخوان ساپورت کننده با یکدیگر مقایسه شد و خمش مندیبل نیز در طرح‌های مختلف اتچمنت با یکدیگر مقایسه گردید.

یافته‌ها: **بیشترین میزان استرس در استخوان، اطراف گردن ایمپلنت و Threadهای فوقانی بود. اتچمنت‌های Ball و Bar-Ball به ترتیب بیشترین و کمترین میزان استرس رانشان دادند. بیشترین میزان استرس در اتچمنت Ball در سیستم Bar-Ball دیده شد و بیشترین میزان حرکت اوردنچر در اتچمنت Bar-Ball مشاهده شد.**

نتیجه گیری: **نتایج نشان داد، طرح درمان Bar-Ball به بهای کاهش Stability اوردنچر، باعث کاهش انتقال استرس به استخوان اطراف ایمپلنت می‌شود و طرح درمان Ball به بهای افزایش استرس به استخوان اطراف ایمپلنت باعث افزایش Stability اوردنچر می‌شود.**

کلمات کلیدی: **ایمپلنت‌های دندانی، اوردنچر، اتچمنت، آنالیز اجزای محدود.**

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹٤ دوره ۳۹ / شماره ۱ : ۲۰-۹ .

مقدمه

بیمارانی که از دنچر استفاده می‌کنند، درگیر مشکلات متعددی از جمله کاهش ثبات، تحلیل پیشرونده ریج باقیمانده، کاهش قدرت جویدن و ... می‌شوند. اوردنچرهای فک پایین می‌توانند درمانی موثر برای بیماران بی‌دندان، به ویژه افرادی که مشکلات مداوم در استفاده از پروتزهای بی‌دندانی فک پایین دارند، باشند.[۱]

مهمترین مزیت اوردنچرهای متکی به 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. علی‌رغم گزارشات 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، فاکتور مهم در تحلیل استخوان و از دست رفتن ایمپلنت می‌باشد. نیرو استرسی را ایجاد می‌کند که سیستم اتچمنت ایمپلنت و بافت‌های حمایت کننده آن را تحت تاثیر 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 ندارد؛ بنابراین می‌توان از دیگر روش‌های ارزیابی تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندانی 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، نمایش وضعیت درونی تنش و سایر کمیت‌های مکانیکی اشاره کرد.[۳]

طراحی ساختار فوقانی، بر بارهای وارد شده به ایمپلنت‌های دندانی و تغییر شکل استخوان فک تاثیر می‌گذارد. Meijer و همکاران[۳] به کمک روش اجزای محدود، پژوهشی برای درمان اوردنچر فک پایین بدون دندان انجام دادند. در مطالعه آنها دو ایمپلنت در ناحیه بین دو سوراخ چانه‌ای واقع بودند. 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[٤] همچنین پژوهشی را بر روی سیستم‌های چهار ایمپلنتی انجام دادند. آنها علاوه بر

بررسی دو ساختار فوقانی، تاثیر بارگذاری غیریکنواخت بر توزیع تنش را نیز بررسی کردند. نتایج آنها نشان داد که در صورت تقسیم غیریکنواخت نیرو، بیشترین تمرکز تنش در استخوان اطراف نزدیک ترین 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 اوردنچر را نیز به پژوهش خود وارد نمودند. اوردنچر 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 مایزز 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 اتصال‌های محکم، به صورت Bonded و در اتصال‌های قابل انعطاف، به صورت اصطکاکی شبیه سازی شد. محققان دریافتند که انتقال نیرو در یک سیستم ایمپلنتی به طور قابل ملاحظه‌ای تحت تاثیر نوع اتصال و شرایط فصل مشترک اجزا می‌باشد. Daas و همکاران[۷] به بررسی اثر اتصالات Ball محکم و ارتجاعی بر رفتار اوردنچر متکی به ایمپلنت پرداختند. اوردنچر در نواحی دندان‌های نیش نگهداری می‌شد. ماهیچه‌ها به گونه‌ای فعال شدند که نیروهای عکس‌العملی عمودی را در سه موقعیت دندان مولر اول، نیش و ثنایا ایجاد کردند. در مدل ارتجاعی، ناحیه تماس بین اوردنچر 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 برای سیستم‌های اوردنچر متکی بر ایمپلنت و اتصال‌های Bar را در سه ساختار مختلف مقایسه نمودند. 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 می‌نمود. 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 طرح درمان‌های اوردنچر 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 اوردنچر را نگهداری کنند. هدف از پژوهش حاضر بررسی توزیع تنش حاصل از نیروهای جونده در استخوان، ایمپلنت و سایر اجزای سیستم‌های ذکر شده به کمک روش اجزای محدود بود.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه به روش اجزای محدود، ابتدا مدلی سه بعدی از مندیبل، ایمپلنت، اجزای اتچمنت و اوردنچر تهیه گردید و با استفاده از نرم‌افزار اجزای محدود، اجزای مدل بر یکدیگر سوپرایمپوز شدند تا بتواند به عنوان یک جز یکپارچه با مواد مختلف عمل کند. ابتدا مدل هندسی فک پایین به کمک داده‌های سی تی اسکن تولید گردید. عکس‌ها به نرم افزار Rapidform XOR3 (3D system Inc., USA) منتقل شده 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 ورژن ۲۰۱۲ 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 ۲ میلی‌متر ضخامت در نظر گرفته شد.[۷و۹-۱۱] در حجم محصور بین استخوان متراکم استخوان اسفنجی قرار داشت. به منظور کاهش زمان محاسبات فقط قسمتی از مخاط که اطراف اوردنچر قرار دارد، به ضخامت ۲ میلی‌متر بازسازی شد.[۱۲]

جهت مدل سازی قطعات فلزی از محصولات شرکت Straumann (Switzerland) 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 ۱/٤ میلی‌متر بود. همچنین فاصله رزوه‌ها و عمق رزوه‌های آن به ترتیب ۱/۲۵ و ۰/۳ میلی‌متر بود.

Retentive Anchor (Ball) بر روی ایمپلنت می‌نشیند و پایه‌ای برای نگهداری اوردنچر در طرح درمان Ball می‌باشد. ارتفاع خارج از ایمپلنت آن ٤/۳ میلی‌متر می‌باشد. Lamella بخش کروی نگهدارنده را در بر می‌گیرد و قسمت بالایی آن در Housing پیچ می‌شود. Lamella با ارتفاع ٦/۲ میلی‌متری می‌باشد و Housing دارای قطر و ارتفاع ٦/۳ و ۲/۳ میلی‌متر است.

جهت Bar از میله‌ای با مقطع U شکل و عرض و ارتفاع ۲/۲ و ۳ 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 ۵/۲ میلی‌متر و ابعاد قسمت Ball مانند بخش بالایی نگهدارنده Ball شکل بود.

Abutment در طرح‌های Bar شکل و Bar-ball استفاده شد. قسمت پایینی آن درون ایمپلنت قرار گرفت و بخش بالایی آن به Bar جوش شد. قسمت خارج از ایمپلنت آن ۵. ۵ میلی‌متر ارتفاع داشت. 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 پژوهش، 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 شبیه سازی شده سه طرح درمان، Bar-ball، Bar و Ball در نرم‌افزار SolidWorks مونتاژ شد. تحلیل‌های مکانیکی این پژوهش در محیط نرم‌افزار 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[۱٤] جنس ایمپلنت، Ball، Housing و بخش پایینی Abutment از تیتانیوم خالص درجه ٤ در نظر گرفته شد. Bar و Ball در نگهدارنده Ball و Bar، Clip، Lamella و قسمت بالائی 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 است، خصوصیات مکانیکی با میانگین گیری از ویژگی‌های دو نوع استخوان به دست آمد.

جدول ۱ : ویژگی‌های مکانیکی مواد [۶و۲۲]

ماده	ضریب کشسان (مگاپاسکال)	نسبت پواسون	مقاومت نهایی(مگاپاسکال)
تیتانیوم درجه ٤	۱۱٤۰۰۰	۰/۳	۵۵۰
آلیاژ طلا	۹۷۰۰۰	۰/٤۲	۵۳۵
استخوان متراکم	۱۳۷۰۰	۰/۳	تحت کشش: ۱۰۰-۵۱ تحت فشار: ۱۷۰-۱۳۳
استخوان اسفنجی	٤۵۰۰	۰/۳	تحت کشش: ۵ تحت فشار: ۳٦/۷ -۵
استخوان در قسمت تفکیک نشده	٤۵۰۰	۰/۳	-
مخاط	۱	۰/۳۷	-
اوردنچر	٤۵۰۰	۰/۳۵	-

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 شد.

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.[۱٤] تماس بین اوردنچر با ایمپلنت‌ها نیز به دلیل اثر روان کنندگی بزاق و کوچک بودن نواحی تماس بدون اصطکاک فرض گردید.

در پژوهش حاضر از دو مفصل کروی و انتقالی استفاده شد. در مفصل کروی هر سه درجه آزادی انتقالی حذف شد و درجات آزادی دورانی باقی ماند. از این مفصل برای اتصال بین Lamella و Ball استفاده شد. در مفصل انتقالی، فقط حرکت انتقالی در راستای محور اتصال باقی ماند و سایر درجات آزادی گرفته شد. این نوع اتصال بین Bar و Clip وجود داشت 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 می‌گردد که اصطلاحا 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 معادله ای 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.

شبیه سازی شرایط مرزی در روش اجزای محدود یکی از بخش‌های مهم و تاثیرگذار جواب‌های به دست آمده است. درجه‌های آزادی گرفته شده و نیروهای اعمال شده نقش بسیار مهمی در تغییر شکل فک بازی می‌کنند.[۳] تکیه گاه‌های 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 گلنوئید قرار داشته و فک فقط حول محور مذکور می‌تواند حرکت دورانی داشته باشد. در مدل اجزای محدود می‌توان با ثابت نمودن دو نقطه از مدل که بر محور گذرنده از کندیل‌ها منطبق هستند، این درجه آزادی دورانی را شبیه سازی کرد.[۹-۵]

برای شبیه سازی 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، جا به جایی یک سوم‌های گونه‌ای و مرکزی به سطوح جونده این دندان محدود شد. محدودیت‌های ذکر شده در جهت عمود بر صفحه جفت‌شدگی دندان‌ها عمل می‌نماید.[۱٦] به عبارت دیگر، ناحیه مشخص شده بر دندان مولر اول سمت راست در راستای محورy حرکت انتقالی نداشت.

سیستم جونده انسان متشکل از فک‌های بالا و پایین است که به وسیله دو مفصل گیجگاهی فکی و چهار جفت ماهیچه به هم متصل می‌باشند. با توجه به مشخص بودن مبدا و ناحیه اثر، هر ماهیچه می‌تواند یک بردار نیرو با یک جهت مشخص ایجاد کند.[۱۷] علی رغم مقادیر متفاوت ذکر شده برای نیروهای ماهیچه‌ای، سیستم جونده از دیدگاه مکانیکی یک سیستم نامعین است. به عبارت دیگر، تعداد ماهیچه‌های فعال شده برای تولید یک نیروی جونده 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 پژوهش حاضر از اطلاعات موجود در مطالعه Korioth و Hannam[۱٦] برای تعیین بردارهای نیرو استفاده شد. برای شبیه سازی نیروهای ماهیچه ای، مدل در نواحی اتصال ماهیچه‌ها تحت بارهای گسترده قرار گرفت. فرض شد که عضلات مستقیما 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.[۹و۷] برای تعیین مقدار نیروها، الگوی ماهیچه ای ارائه شده در مطالعه Korioth و Hannam[۱٦] به کار رفت. بر این اساس ماهیچه‌ها به گونه ای فعال شدند که نیروی عکس العمل ۱۰۰ نیوتنی در خلاف جهت محور y بر دندان مولر اول سمت راست (تکیه گاه مدل) ایجاد گردد.[۷] مقادیر نیروهای عضلانی لازم برای این فرآیند در جدول ۲ نشان داده شده است.

جدول ۲ : مقدار نیروهای ماهیچه ای (نیوتن)

ماهیچه	سمت چپ فک	سمت راست فک
ماستر	۵۲۵ .۳۷	٤٥/۰۳۰
تریگوییید میانی	۲٦/۲۳۳	۳٦/۷۲٦
تریگوییید جانبی	۱۰/۸۷۳	۵/۰۱۸
تمپورال	٤۲/۵٦۷	۵۰/٦۹٦

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 تایید کیفیت شبکه نیاز است که آزمایش همگرایی برای مدل‌های اجزای محدود انجام گردد. بیشترین مقدار تنش معادل فون مایزز در هر یک از اجزا به عنوان معیار همگرایی انتخاب می‌گردد؛ زیرا این تنش معادل، در بردارنده اثر تمامی مولفه‌های تنش است. پس از تعیین اندازه‌های مناسب المان 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 شد.

تغییر شکل فک بر تنش ایجاد شده در استخوان تاثیر بسزایی دارد. در طرح درمان Ball، بیشترین جا به جایی فک، ۰/۱۷۳ میلی‌متر بود که در بخش پایینی سمت چپ اتفاق افتاد. این امر به دلیل تکیه گاه موجود بر دندان مولر اول سمت راست بود. بیشترین مقادیر تنش برای استخوان‌های متراکم و اسفنجی در ناحیه ایمپلنت راست رخ داد. تمرکز تنش برای استخوان متراکم در بخش گردن و رزوه‌های ایمپلنت اتفاق افتاد. بیشترین مقادیر تنش برای استخوان اسفنجی نیز در مکان چند رزوه بالایی مشاهده شد؛ در حالی که توزیع تنش در ناحیه نوک ایمپلنت کاملاً متعادل بود. تنش معادل فون مایزز در استخوان اطراف هر یک از سه ایمپلنت در جدول ۳ آورده شده است. با دور شدن از موقعیت ماده غذایی، مقدار تنش کاهش یافت. کانتورهای تنش فون مایزز برای ایمپلنت و قطعات سمت راست بیشتر بود. تمرکز تنش برای ایمپلنت در چند رزوه بالایی و برای نگهدارنده Ball در ناحیه گردن آن اتفاق افتاد که ناشی از حرکت اوردنچر بود (جدول ٤).

جدول ۳ : بیشینه تنش فون مایزز 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	٤/۲٤	۱/٦۹	۱/۲۹
Bar clip	متراکم	۱٤/٤۱	۵/٦۵	٦/۲۵
	اسفنجی	۳/۷۸	۱/۳۰	۱/۱٤
Ball on Bar	متراکم	۱۲/۲۸	۷/٤٦	٦/۷٤
	اسفنجی	۲/۳۹	۱/۵۲	۱/۰۱

جدول ٤ : بیشترین تنش فون مایزز در قطعات فلزی موجود در طرح درمان‌های مختلف (مگاپاسکال)

اجزا فلزی / طرح درمان	ایمپلنت					
Ball	٦١/٣٩	نگهدارنده Ball	Lamella	Housing		
		١٣/١٦٤	٧٣/٣٨	٥٨/٣٣		
Bar clip	٣٣/٤٣	Abutment	Bar	Clip		
		٧١/٨٢	١٤/١١١	٥٤/١٥٨		
Bar-ball	٩٢/٧٤	پایه	Bar	نگهدارنده Ball	Lamella	Housing
		٥٢/١٩٦	٤٨/٢٢٨	٧١/٣٣٤	٩٧/٧٨	٥١/٤٩

در طرح درمان Bar clip، بیشترین تغییر شکل در بخش پایینی سمت چپ فک اتفاق افتاد و مقدار آن برابر ۰/۱۸۵ بود که نسبت به طرح درمان Ball بیشتر بود. توزیع تنش مایزز 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 بود. 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 بود. بیشینه تنش برای Clip در انتهای سمت راست آن (در محل اتصال آن به اوردنچر) رخ داد (جدول ٤).

تغییر شکل در طرح درمان Bar-ball نسبت به حالت‌های قبل، کمی متفاوت بود و بیشترین مقدار آن ۰/۲۳۱ میلی‌متر بود که در مکانی جلوتر رخ داد. مشابه حالت‌های قبل، در این طرح درمان نیز حداکثر تنش فون مایزز برای استخوان‌های متراکم و اسفنجی در نواحی بالایی ایمپلنت سمت راست اتفاق افتاد. میزان حداکثر تنش فون مایزز 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. براساس 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 بود. تمرکز تنش برای Bar در مکان‌های اتصال آن به Abutment و نگهدارنده Ball شکل اتفاق افتاد. بیشترین مقادیر تنش برای نگهدارنده Ball شکل در محل تماس آن با Bar متمرکز بود (جدول ٤).

بحث

پژوهش‌های متعددی به بررسی درمان اوردنچر متکی بر سیستم‌های دو یا چهار ایمپلنتی پرداخته اند. اما در میان مطالعات گذشته، ارزیابی سیستم‌های سه ایمپلنتی، کمتر به چشم می‌خورد. از جمله در مطالعه Celik و Uludag[1] 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 جونده 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 تصویر ۱ می‌توان تغییر شکل اوردنچر را برای سه طرح درمانی مقایسه نمود. موقعیت اولیه اوردنچر در این شکل با سایه مشخص شده است. همچنین بیشترین مقادیر جا به جایی اوردنچر در جهت‌های 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. Daas و همکاران[۷] نیز در پژوهش خود به چنین حرکتی اشاره کردند. بیشترین جابه جایی اوردنچر مربوط به طرح درمان Bar-ball و کمترین آن مربوط به طرح درمان Ball بود. Tokuhisa و همکاران[۱۲] با بررسی اوردنچرهای متکی به دو ایمپلنت دریافتند که میزان جا به جایی اوردنچر در اتصال Ball، کمتر از اتصال Bar clip است. البته این تفاوت چشمگیر نمی‌باشد. این مطلب با یافته‌های پژوهش حاضر سازگاری دارد. جابه جایی کوچک‌تر، نتیجه پایداری بیشتر اوردنچر است که به موقعیت عناصر سازنده بستگی دارد. هرچه موقعیت نگهدارنده‌های اوردنچر به هم نزدیک‌تر باشد (مانند طرح Bar-ball)، حرکات جانبی اوردنچر راحت‌تر اتفاق می‌افتد. چنین موضوعی در مطالعه Menicucci و همکاران[۵] نیز به چشم می‌خورد. ثبات هر چه بیشتر اوردنچر، 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 دیگراست. این مطلب در مطالعه Sadowsky و Caputo[۱۹] هم دیده می‌شود و ناشی از وجود ماده غذایی در یک طرف فک می‌باشد. بیشترین مقادیر تنش استخوان اطراف ایمپلنت، در نواحی گردن ایمپلنت (یعنی در استخوان متراکم) متمرکز بود. چنین پدیده‌ای در بسیاری از مطالعات دیگر نیز قابل مشاهده است.[۲۰و۹و۷و۵-۳] 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 بی تاثیر نیست. چنین حالتی سبب می‌گردد که ایمپلنت نیرو را به صورت مستقیم به استخوان مجاور منتقل نموده و تمرکز تنش را به خصوص در بخش بالایی استخوان متراکم ایجاد کند.

برای ارزیابی طرح‌های درمانی از تنش فون مایزز استفاده شده است. تصاویر ۲ و ۳ توزیع تنش فون مایزز 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. همان طور که مشاهده می‌شود بیشترین مقادیر تنش مربوط به طرح درمان Ball بود؛ در حالی که درمان Bar-ball بهترین توزیع تنش را در این نواحی داشت. نمودارهای ۱ و ۲ بیشترین مقادیر تنش فون مایزز 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 اوردنچر فک پایین پرداخته‌اند و به این نتیجه رسیده اند که اتصالات Ball، تنش کمتری را به استخوان منتقل می‌کنند.[۲۱و۵] برخلاف این یافته‌ها، پژوهش 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 اجزای محدود خود، هندسه فک را ساده سازی نمودند. این امر بر هم کنش اجزا را تحت تاثیر قرار می‌دهد. همچنین Meijer و همکاران[۲۱] سیستم‌های دو ایمپلنتی را به روش اجزای محدود دو بعدی بررسی کردند. شرایط مرزی در نظر گرفته شد. در مطالعه آنها مطابق واقعیت نبود و مدل سازی اوردنچر و مخاط صورت نگرفته بود. به علاوه، نیروها فقط به صورت عمودی بر ساختارهای فوقانی اعمال شده بود. مجموعه موارد مذکور در این دو پژوهش، بر تحلیل اجزای محدود اثرگذار بوده است. از طرف دیگر، محققین در مراجع[۲۲و۳و۱] به نتایج مشابه با مطالعه کنونی دست یافته‌اند و توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت را برای اتصال Bar، بهتر از اتصال Ball عنوان نموده‌اند. تقسیم نیرو بین سه ایمپلنت و افزایش نیروی انتقالی به مخاط در طرح‌های دارای Bar می‌تواند دلیل این امر باشد.[۲۴و۲۳]

تنش‌های منتقل شده به استخوان در درمان اوردنچر با اتصالات Bar clip، نسبت به مدل با اتصالات Bar-ball بیشتر است. این مطلب احتمالاً به دلیل استفاده از نوع Rigid 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 مایزز را در قطعات فلزی برای سه طرح درمان مورد بررسی نشان می‌دهد. این تنش بیشینه برای اتصالات Ball و نیزBar-ball در نگهدارنده کروی اتفاق افتاد. تمرکز تنش برای اتصال Bar، در محل اتصال Clip به اوردنچر رخ داد. نگهدارنده در طرح Ball از تیتانیوم درجه چهار، Clip در طرح Bar و نگهدارنده در طرح Bar-ball از آلیاژ طلا ساخته شدند. تغییر شکل اوردنچر و بالا آمدن سمت غیرکارگر آن، سبب اعمال یک گشتاور خمشی به سیستم‌های نگهدارنده شده و در آنها تنش 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.

برخلاف 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 داشته باشد. مانند زمانی که از ایمپلنت‌های کوتاه یا با قطر کم استفاده می شود. 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 ارائه می‌نمایند.

نتیجه گیری

اوردنچر در طرح‌های درمانی شامل اتصال‌های Ball و Bar clip، کمتر جابه جا شد و پایداری بیشتری از خود نشان داد. بیشترین مقدار تنش استخوان، در تمام طرح درمان‌ها، در نواحی گردن ایمپلنت سمت کارگر و چند رزوه بالایی آن متمرکز بود. بیشترین مقاادیر 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. حداکثر تنش ایجاد شده در قطعات فلزی اتصال Ball و Bar clip، مقادیر متعادلی بود. این تنش در مدل Bar-ball بزرگ‌تر بود که دلیل جابه جایی بیشتر اوردنچر با این اتصال می‌باشد. در برخی از موقعیت‌های کلینیکی، نیاز است تا اتکای بیشتری از بافت بی‌دندانی باقی مانده گرفته شود. در چنین مواردی استفاده از طرح درمان Bar-ball توصیه می‌گردد؛ زیرا تنش کمتری را به استخوان اطراف ایمپلنت منتقل می‌کند.

منابع

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 - retaind overdenture with different attachment systems. J Craniofac Surg 2009; 20: 1066-71.
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 Implant 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 Engin Physic 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): 31-6.
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 Implant 2003; 18(5): 675-84.
10. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay 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. Simulation Modelling Practice 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 JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85(6): 585-98.
14. Korioth T, Hannam A. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. Journal of Dental Research 1994; 73(1): 56-66.
15. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. The Journal of Prosthetic Dentistry 2004; 92(4): 328-36.

16. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. International Journal of Prosthodontics 1994; 7(3): 271-9.
17. Meijer H, Kuiper J, Starmans F, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. The Journal of Prosthetic Dentistry 1992; 68(1): 96-102.
18. Mericske-stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D *in vivo* force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. Clinical Oral Implants Research 1996;7(4): 387-96.
19. Mish, Carl E. Contemporary Implant Dentistry. 3th ed. 2008, P. 546.
20. 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. Journal of Biomechanics 2003; 36(9): 1247-58.
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 Implant Res 1996; 7(4): 387-96.
23. Mish CE. Contemporary Implant Dentistry. 3th ed. St. Louis: Mosby Co; 2008, P. 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 Biomechanic 2003; 36(9): 1247-58.