

ارزیابی استرس ریج باقیمانده و جابجایی مخاط زیر اوردنچر متکی بر دو ایمپلنت فک پایین به وسیله روش آنالیز اجزای محدود

منصور ریسمانچیان^۱، احسان قاسمی^{۲*}، مهدی شاه مرادی^۳

^۱ استاد، مرکز تحقیقات ایمپلنت های دندانی، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

^۲ استادیار، مرکز تحقیقات مواد دندانی، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

^۳ واحد تحقیقات بیومتریال، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه سیدنی، سیدنی، استرالیا

تاریخ ارائه مقاله: ۹۸/۷/۲۸ - تاریخ پذیرش: ۹۸/۱۱/۵

Residual Ridge Stress and Mucosal Displacement under Two-Implant-Supported Mandibular Overdenture, Using Finite Element Analysis

Mansour Rismanchian¹, Ehsan Ghasemi^{2*}, Mahdi Shahmoradi³

¹ Professor, Dental Implants Research Center, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

² Assistant Professor, Dental Materials Research Center, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

³ Department of Dental Materials, School of Dentistry, Sydney University of Medical Sciences, Sydney, Australia

Received: 20 October 2019; Accepted: 25 January 2020

Introduction: Proper stress distribution in the edentulous ridge is necessary for implant-supported mandibular overdenture. For the purposes of the present study, the stress distribution was investigated under various types of forces using the finite element method (FEM).

Materials and Methods: A digital model of the mandible with two implants (ITI with diameter and length of 4.1 and 12 mm, respectively) in canine areas and the overdenture supported by it were simulated using ABAQUS software. A vertical force was applied to the left first molar and gradually increased from 0 to 50 N. Finally, the resultant stress distribution was evaluated.

Results: Under small amounts of occlusal force, mucosa displacement and stress accumulation in the cortical bone of edentulous ridge, occurred on the non-working side and moved to the working side with a gradual increase in the force. Major stress accumulation was observed in the cortical bone around the implant. Moreover, it was observed in a minor range in the posterior ridge. The mucosa displacement occurred primarily in the posterior edentulous ridge, especially in the mylohyoid ridge.

Conclusions: By using 3D FEM in the present study, it was observed that mucosa displacement is more likely to occur in the posterior areas, especially mylohyoid ridge and edentulous ridge crest in comparison to the areas around the implants. Therefore, this area should be carefully relief and the forces should be directed towards the buccal shelf area as much as possible.

Key words: Dental Implants, Finite Element Method, Overdentures, Stress Analysis

Corresponding Author: Ehsann.ghasemi@gmail.com

J Mash Dent Sch 2020; 44(1): 46-54.

چکیده

مقدمه: توزیع مناسب استرس در نواحی بی دندانی در اوردنچرهای متکی بر دندان فک پایین ضروری است. این توزیع استرس تحت نیروهای متفاوت به کمک الگوی عناصر محدود مورد بررسی قرار گرفت. هدف از این مطالعه، ارزیابی استرس ریج باقیمانده و جابجایی مخاط زیر اوردنچر متکی بر دو ایمپلنت فک پایین به وسیله روش آنالیز اجزای محدود بود.

مواد و روش ها: مدل دیجیتالی فک پایین با دو ایمپلنت (ITI با قطر ۴/۱ و طول ۱۲ میلیمتر) در نواحی کانین و اوردنچر متکی بر آن توسط نرم افزار آباکوس شبیه سازی شد. نیروی عمودی بر دندان آسیای اول سمت چپ بتدریج از ۰ تا ۵۰ نیوتن وارد گردید. توزیع استرس حاصله مورد ارزیابی قرار گرفت.

* مولف مسؤول، نشانی: اصفهان، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، دانشکده دندانپزشکی، تلفن: ۰۳۱۳۷۹۵۵۱۹

E-mail: e_ghasemi@dnt.mui.ac.ir

یافته ها: تحت نیروهای اکلوزالی اندک، جابجایی مخاطی و تجمع استرس استخوان کورتیکال ریج بی دندان، در سمت غیر کارگر دیده شد و بتدریج با افزایش نیرو به سمت کارگر منتقل شد. تجمع استرس استخوان کورتیکال بطور عمده در اطراف ایمپلنت و با میزان کمتر در ریج خلفی مشاهده گردید. جابجایی مخاطی اولیه و به میزان بیشتر در ناحیه بی دندانی خلفی و بخصوص روی ریج مایلوهایوئید رویت شد.

نتیجه گیری: در این مطالعه روش آنالیز اجزای محدود، مشاهده شد که جابجایی مخاط نواحی خلفی به خصوص روی ریج مایلوهایوئید و کرسر ریج بی دندان نسبت به نواحی قدامی اطراف ایمپلنت بیشتر است؛ بنابراین این نواحی باید با دقت رلیف گردد و فشارها تا جای ممکن به طرف باکال شلف هدایت شود.

کلمات کلیدی: ایمپلنت دندانی، استرس، اوردنچر، آنالیز اجزاء محدود
مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۹ دوره ۴۴ / شماره ۱: ۵۴-۴۶.

مقدمه

استخوان می گردد که این امر با سرعتی ۴ برابر سرعت از دست رفتن استخوان در ناحیه قدام است.^(۸)

با وجودی که نیروهای جویدن در اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت نسبت به دندانهای طبیعی و نیز پروتزهای ثابت متکی بر ایمپلنت کمتر است، لیکن تحلیل استخوان در ناحیه خلفی به میزان بیشتری در نواحی مشابه نسبت به پروتزهای ثابت متکی بر ایمپلنت رخ می دهد.^(۱۲)

شایان ذکر است که بر سر این موضوع توافق نظر بین محققین وجود ندارد. از جمله Jemt و همکاران^(۱۳) در مطالعه خود به این نتیجه رسیدند که کاهشی چشمگیر در نیروهای فشاری و کششی منتقل شده از طریق ایمپلنت به استخوان اطراف ایمپلنت در اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت در مقایسه با درمان پروتز ثابت متکی بر ایمپلنت وجود دارد. آنها این یافته را به خاصیت ارتجاعی (Resiliency) مخاط ناحیه ریج بی دندانی خلفی نسبت دادند.

چه بر سر این موضوع توافق داشته باشیم یا نه، به هر حال موضوع تحلیل ریج باقیمانده و تسریع از دست رفتن استخوان بواسطه نیروهای نامتناسب اکلوزال از مهمترین ملاحظات در درمان اوردنچر متکی بر ایمپلنت فک پایین، خصوصاً در بیماران بی دندان جوان تر می باشد.

هر چند که مکانیسم دقیق این فرایند هنوز شناخته نشده است، لیکن واضح است که یک پاسخ ریمادینگ سازشی در استخوان احاطه کننده ایمپلنت و نیز استخوان کورتیکال

هر چند که بسیاری از بیماران از درمان پروتز کامل خود راضی هستند ولی با این وجود حدود یک سوم آنها از پروتز کامل خود خصوصاً در فک پایین ابراز ناخرسندی می نمایند.^(۱۴)

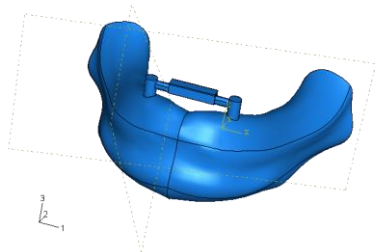
یک گزینه جایگزین جهت درمان این گونه بیماران بی دندان که از مشکلاتی چون کاهش ثبات دنچر فک پایین و کاهش ظرفیت و توانایی ناحیه فشارپذیر فک پایین رنج می برند، درمان به وسیله اوردنچر متکی بر ایمپلنت های اندوستتال می باشد.^(۳-۶) در واقع توافق نظری فراگیر در سراسر جهان بر این موضوع وجود دارد که یک اوردنچر فک پایین متکی بر دو ایمپلنت می بایست گزینه انتخابی نخست در درمان بیماران بی دندان باشد.^(۷)

در انواع مختلف اوردنچر، با وجودی که مکانیسم عمل دندان و اباتمنت ایمپلنت با یکدیگر متفاوت است لیکن نقش پروتزی آنها کاملاً یکسان است و هر دو موجب فراهم ساختن گیر و ثبات بیشتر پروتز شده و اثر مثبتی بر حفظ استخوان مجاور خود دارند.^(۸،۹)

در حقیقت مطالعات نشان داده اند که سطح استخوان در نواحی قدامی که ایمپلنت را در خود جای داده اند به خوبی حفظ شده است.^(۱۰،۱۱) با این وجود فقدان ساپورت مناسب در ناحیه خلفی موجب تسریع در از دست رفتن

در این مدل اجزاء محدود (FE) دو عدد ایمپلنت قرار گرفته در ناحیه کائین بازسازی شدند. نوع ایمپلنت های بکار رفته جهت مدلسازی ایمپلنت ITI (۴/۱ میلی متر قطر و ۱۲/۰ میلی متر طول) به همراه Dolder Bar با Spacer (بار تخم مرغی همراه فضا ساز) و ماتریکس بار تیتانیومی (ITI, Institut Strumann AG, Waldenburg) بود. بار متصل کننده موازی پلن اکلوزن و محور چرخشی کندیلی انتهایی بود و به صورت عمود بر نیمساز زاویه بین دو ریج خلفی طراحی گردید تا به پروتز اجازه چرخش داده شود.^(۲۷ و ۲۸) سپس یک اوردنچر متکی بر ایمپلنت فک پایین متناسب با بار ساخته شد.

با استفاده از یک ماشین اندازه گیری غیر تماسی ATOS (ATOS II, GOM, Germany) خصوصیات ابر نقاط مدل، بدست آمده و به نرم افزار مدلسازی (CATIA, BM, Kingstone, NY) منتقل گردید. (تصویر ۱)



تصویر ۱: مدل حاصله از ابر نقاط در نرم افزار CATIA

استخوان، ایمپلنت ها، پروتز و مخاط با استفاده از نرم افزار مدل سازی CATIA شبیه سازی شدند و نهایتاً مدل اجزاء محدود با ۳۱۵۸۲ المان و ۹۶۶۳۵ گره ایجاد گردید. به علت طراحی متقارن دو نیمه استخوان فک پایین نسبت به پلن میدساجیتال، صرفاً نیمه راست مندبیل به المان ها تقسیم گردید و این خصوصیات برای طرف دیگر عیناً لحاظ

زیر دنچر به گرادیان استرس موجود در استخوان که در نتیجه ی نیروهای محوری و خمشی حاصل از نیروی جویدن می باشد، وجود دارد. هر عاملی که موجب القا استرس های خیلی زیاد یا خیلی کم به استخوان شود می تواند به تحلیل پاتولوژیک با آتروفی استخوان منجر شود.^(۱۴)

به علاوه گزارش ها حکایت از آن دارد که اوردنچر متکی بر ایمپلنت فک پایین در مواردی موجب یک سندرم ترکیبی (Combination-like-syndrom) در بیماران شده است که این امر می تواند مشکلات جدی برای بیماران ایجاد کند.^(۱۵ و ۱۶)

روش آنالیز اجزاء محدود به همراه مدلسازی کامپیوتری به طور وسیع در آنالیز بیومکانیک ایمپلنت ها خصوصاً در ارزیابی استرس در استخوان اطراف ایمپلنت های فک پایین بکار گرفته شده است.^(۱۷-۲۴)

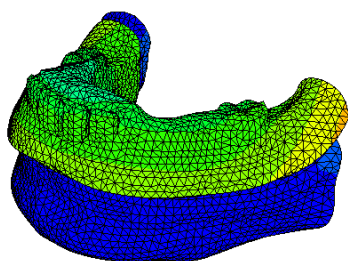
Meiger و همکاران^(۲۵) از یک مدل اجزاء محدود سه بعدی جهت شناسایی استرس های داخلی در استخوان فک، تحت نیروی جویدن بهره بردند. مطالعات اندکی این روش را جهت ارزیابی توزیع استرس، صرفاً بر روی استخوان کورتیکال بکار برده اند.^(۲۶)

هدف مطالعه حاضر استفاده از یک مدل اجزاء محدود Finite Element (FE) از اوردنچر متکی بر ایمپلنت فک پایین جهت ارزیابی استرس و کشیدن استخوان کورتیکال و همچنین جابجایی مخاط ریج بی دندانی در زیر دنچر، تحت نیروهای تدریجی متفاوت بود.

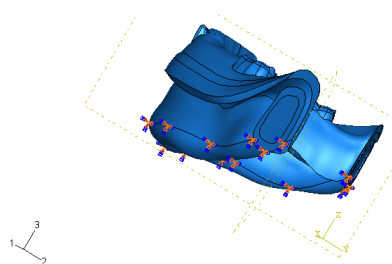
مواد و روش ها

در این مطالعه برای بازسازی دقیق استخوان از مندبیل یک جسد با تحلیل ریج آلوتولار استفاده شد. الگوی المان محدود که در این بررسی استفاده شد، یک ساختار پیچیده چند لایه، شامل مخاط، استخوان کورتیکال و اسفنجی بود.

عمود بر سطح جونده دندان مولر اول به کار گرفته شد. یک باند ثابت بین استخوان و ایمپلنت در سرتاسر مناطق و در نواحی تماس استخوان و ایمپلنت در نظر گرفته شد. (۳۲-۳۴) این امر بدین معناست که تحت هیچ نیرویی حرکت نسبی بین استخوان و ایمپلنت رخ نخواهد داد.



تصویر ۲: مدل اجزاء محدود در نرم افزار آباکوس



تصویر ۳: شرایط مرزی تعریف شده در نرم افزار آباکوس

در نهایت سطوح استرس برای مدل طبق شاخص و معیار Vonmises محاسبه گردید. این روش قابل اعتمادترین روش برای تفسیر نتایج آنالیز اجزاء محدود می باشد. (۱۹و۳۲)

شد. این اقدام همچنین عوامل مخدوشگر در محاسبات را حذف می نماید. (تصویر ۲)

در فرایند مدلسازی، استخوان فک به عنوان لایه ای از استخوان کورتیکال با ضخامت ۲ میلی متر به همراه استخوان اسفنجی در فضای داخلی، در نظر گرفته شد. یک لایه یکسان با ضخامت ۲ میلی متر نیز به عنوان مخاط رویی لحاظ گردید. همه مواد بکار رفته در این مدل ها به صورت مواد ایزوتروپیک هموزن و با الاستیسیته خطی مشخص در نظر گرفته شدند.

خصوصیات الاستیک مربوطه مانند ضریب یانگ و نسبت پواسون از مقالات مشابه استخراج گردید. این خصوصیات در جدول ۱ نمایش داده شده اند.

مدل اجزاء محدود به صورت یک مدل سه بعدی دیجیتالی شده به نرم افزار آنالیز اجزاء محدود منتقل گردید. محاسبات و آنالیزها به وسیله نرم افزار ABAQUS ورژن Hibbit, Karlsson & Sorensen Inc, Plymouth,) ۶/۴ (Mich) و بر روی یک رایانه پنتیوم IV، ۲۴۰۰ با رام ۲۵۶ مگابایت انجام گردید.

(مدل ۶/۴) و بر روی یک رایانه پنتیوم IV، ۲۴۰۰ با رام ۲۵۶ مگابایت انجام گردید.

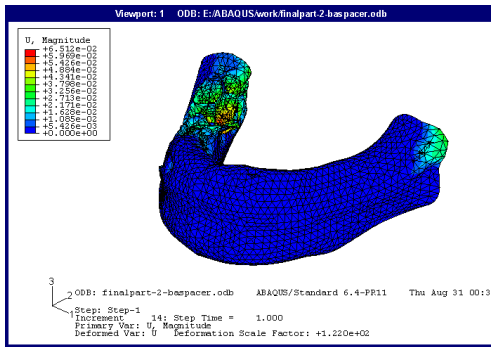
شرایط مرزی و نحوه اعمال نیرو برای نرم افزار تعریف گردید (تصویر ۳). برای شبیه سازی نیروی جویدن یک مقدار مناسب نیرو از ۰ تا ۵۰ نیوتن به تدریج در جهت

جدول ۱: خصوصیات الاستیک و ضریب یانگ مواد

مواد	ضریب یانگ	ضریب پواسون
ایمپلنت تیتانیومی با پایه	۱۱۰۰۰۰ (۲۹)	۰/۳۵
استخوان پورتیکال	۱۳۷۰۰ (۳۰)	۰/۳
استخوان اسفنجی	۷۹۳۰ (۳۱)	۰/۳
مخاط	۷۰ (۳۱)	۰/۳

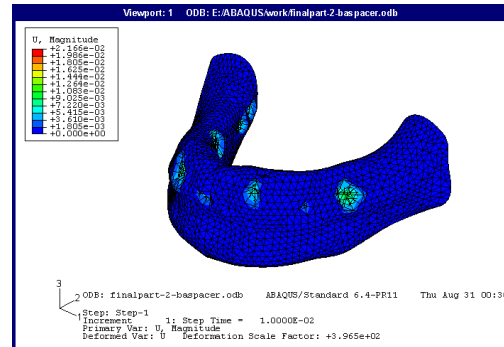
یافته ها

تصاویر ۴ جابجایی مخاط ناحیه بی دندانی را نشان می دهند، در هر تصویر مقادیر یکسان از جابجایی مخاط که به میلی متر بیان شده اند با رنگ های یکسان نشان داده شده و مقیاس رنگی نیز ارائه شده است.

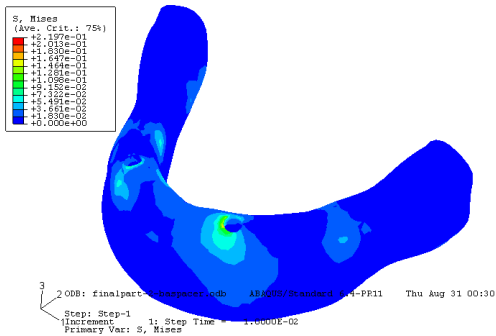


تصویر ۴-ج : جابجایی مخاط ریج بی دندانی تحت نیروی اولیه نزدیک به ۵۰ نیوتن

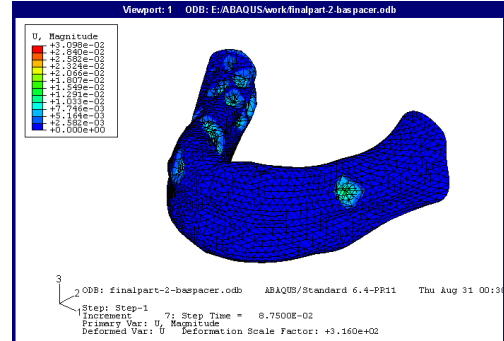
تصاویر ۵ استرس بر روی استخوان کورتیکال را نشان می دهند. در هر شکل نواحی با استرس وان مایسس یکسان با رنگ های یکسان نشان داده شده و مقیاس رنگی نیز ارائه شده است.



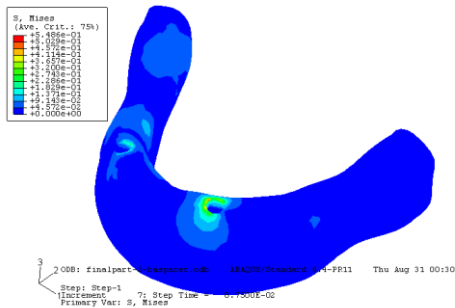
تصویر ۵-الف: جابجایی مخاط ریج بی دندانی تحت نیروی اولیه نزدیک به صفر



تصویر ۵-الف : استرس استخوان کورتیکال تحت نیروی اولیه نزدیک به صفر



تصویر ۴-ب : جابجایی مخاط ریج بی دندانی تحت نیروی اولیه نزدیک به ۶/۰۶ نیوتن

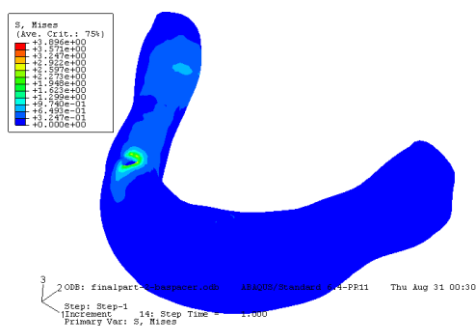


تصویر ۵-ب : استرس استخوان کورتیکال تحت نیروی اولیه نزدیک به ۶/۰۶ نیوتن

نیرو می تواند به واسطه تماس های اولیه پروتز و مخاط توجیه شود.

هنگامی که نیروی تدریجی به آوردنچر اعمال می شود. آوردنچر دچار چرخشی آرام در صفحه افقی می گردد. این چرخش حول محور مرکزی عمود بر صفحه افقی بوده و میزان آن اندک می باشد. این چرخش می تواند به واسطه جابجایی و قابلیت ارتجاعی ارتجاعی مخاط که اجازه می دهد دنچر فضایی جهت دامنه کوتاهی از حرکت داشته باشد، تفسیر گردد. کارایی جوشی الزاما به ثبات دنچر بستگی ندارد بلکه به قابلیت فشردگی مخاط زیر دنچر نیز وابسته است. در ناحیه مولار مندیبل بی دندان، آستانه درد و فشار، ۶۳۰ کیلو پاسکال گزارش شد که اغلب مطالعات آنالیز اجزای محدود از این میزان کمتر است و با مطالعه ما همخوانی دارد. (۳۶ و ۳۷)

نواحی جابجایی مخاط در سمت کارگر شامل مخاط ناحیه کرسنال و ناحیه ریح میلوهایوئید به عنوان مناطق حداکثر جابجایی می باشد. این موضوع دلالت بر این دارد که ناحیه مایلوهایوئید می بایست به دقت ریلیف شود و به خوبی مورد توجه قرار گیرد تا از هر گونه آزردهگی مخاط جلوگیری شود. همچنین قابل توجه است که جابجایی مخاط در ناحیه باکال شلف بسیار اندک است که می تواند توجیهی بر قالبگیری با فشار انتخابی در این ناحیه به عنوان منطقه ای مناسب جهت تحمل استرس های دنچر باشد. در مجموع می توان نتیجه گرفت که هنگام ارائه طرح درمان ساخت دنچر، اقدامات به نحوی به عمل آید که نیروها به سمت ناحیه باکال شلف هدایت شده و تا حد امکان از نواحی با حداکثر جابجایی مخاط مثل ریح میلوهایوئید دور گردند. احمد و همکاران^(۳۸) تحلیل استخوان نواحی خلفی مندیبل را در آوردنچر بر پایه دو ایمپلنت بررسی کردند و پی بردند بیشترین میزان تحلیل در کرسنال ناحیه مولارها و



تصویر ۵-ج : استرس استخوان کورتیکال تحت نیروی اولیه نزدیک به ۵۰ نیوتن

در شروع اعمال نیرو، جابجایی مخاط عمدتاً در سمت غیر کارگر به وقوع پیوست. با افزایش تدریجی نیرو، این جابجایی به سمت کارگر منتقل شد. قابل توجه این که جا به جایی مخاط عمدتاً در مخاط ناحیه خلفی رخ داد و در ناحیه اطراف ایمپلنت ها و ریح قدیمی بوقوع نپیوست. حداکثر استرس استخوان کورتیکال در لایه کورتیکال اطراف گردن ایمپلنت، مشاهده گردید. در شروع اعمال نیرو استرس استخوان کورتیکال عمدتاً اطراف گردن ایمپلنت سمت غیرکارگر تمرکز یافت. با افزایش تدریجی نیرو، ایمپلنت سمت کارگر در ناحیه گردن خود بیشترین میزان استرس را دارا بود.

تمرکز استرس در استخوان کورتیکال ریح خلفی حائز اهمیت است. این تجمع استرس عمدتاً در مقادیر بالای نیرو مشاهده گردید و در مقادیر کمتر قابل توجه نبود. از میان نیروهای وارده، مقادیری جهت ارزیابی میزان جابجایی مخاط و استرس استخوان انتخاب گردید که باعث تغییر میزان و محل جابجایی استرس گردید این نقاط عطف نیرو و نتایج حاصله در جدول ۲ آورده شده است.

بحث

الگوی جابجایی مخاط ریح سمت غیرکارگر در ابتدای اعمال نیرو و تغییر مکان این جا به جایی با افزایش تدریجی

هنگامی که الگوهای توزیع استرس در ریح خلفی و ریح قدامی با یکدیگر مقایسه گردد، توزیع ناهمگون استرس در این منطقه، تحلیل نامتوازن استخوان این دو ناحیه در اثر نیروهای اکلوزال را توضیح می دهد. این تحلیل نامتوازن منجر به ایجاد تماس های اکلوزالی ناهماهنگ پس از دوره ای از اعمال نیروی جویدن و تحلیل فزاینده استخوان می گردد. این موضوع منجر به ایجاد گروهی از مشکلات و علائم تحت عنوان سندرم ترکیبی (combination like syndrome) می گردد. سندرم ترکیبی در بیماران با اوردنچر متکی بر ایمپلنت فک پایین هنگامی که بیمار در فک بالای خود دارای یک دنچر معمولی است و در فک پایین نیز اوردنچر با ساپورت ایمپلنت در قدام دارد بوقوع می پیوندد. از جمله محدودیت های مطالعه حاضر، مدل های ساده شده فک بیمار بدون در نظر گرفتن بی نظمی های آناتومیک بود. از محدودیت های دیگر در نظر گرفتن رفتار خطی رابطه استرس-استرین مخاط و در نظر نگرفتن لایه واسطه ای بزاق همانند مطالعه Ogawa و همکاران^(۴۰) بود.

نتیجه گیری

از آنالیز اثر نیروهای وارده در دنچر فک پایین متکی بر ایمپلنت به نتایج زیر می توان دست یافت:

۱- در مقادیر اندک نیروهای اکلوزال، جابجایی مخاط و تجمع استرس بر استخوان کورتیکال، هر دو در سمت غیر کارگر رخ داده و با افزایش تدریجی نیرو به سمت کارگر جابجا شد.

۲- تجمع استرس در استخوان کورتیکال عمدتاً اطراف ایمپلنت رخ داد و به مقدار کمتر در ریح خلفی مشاهده گردید.

۳- جابجایی مخاط عمدتاً در ناحیه ریح خلفی خصوصاً ناحیه ریح میلوهیوئید رخ داد.

لینگوال پره مولرها رخ داده که با نتایج ما تفاوت زیادی ندارد.

با افزایش نیرو محل تجمع استرس به نواحی اطراف ایمپلنت سمت کارگر و نیز به مقدار کمتر به نواحی ریح خلفی سمت کارگر منتقل گردید. تجمع استرس اطراف ناحیه گردن ایمپلنت ها احتمالاً به دلیل حضور لایه کورتیکال است که دارای ضریب الاستیسیته یانگ بالاتری است.

این یافته ها نتایج ارائه شده توسط Menicucci و همکاران^(۱۷) را در مطالعه مشابه تأیید می نماید. ارزیابی استرس استخوان کورتیکال نشان می دهد که با آغاز اعمال نیرو استرس عمدتاً اطراف گردن ایمپلنت سمت غیر کارگر متمرکز شده، که به نظر می رسد به علت درگیری اولیه ایمپلنت این سمت با دنچر باشد.

توزیع استرس در استخوان کورتیکال شاید بتواند پدیده تحلیل ریح خلفی در اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت فک پایین را توضیح دهد. تجمع استرس در ناحیه ریح خلفی خصوصاً در قسمت استخوان کرسنال زیاد است. این تجمع استرس می تواند موجب تحلیل پیوسته استخوان گردد. اخیراً در مطالعات آنالیز اجزای محدود دیده شده که نیروهای وارده بر ریح باقیمانده باعث استرس های هیدروستاتیک مخاطی گشته و این رویداد باعث تحلیل استخوان زیر بیس دنچر می گردد که همسو با نتایج ما است.^(۳۹)

این موضوع هنگامی که توزیع استرس در ناحیه قدام مورد توجه قرار گیرد اهمیت بیشتری پیدا می کند. استرس قابل توجهی در ناحیه قدام وجود ندارد (غیر از اطراف ایمپلنت ها). در مطالعات قبلی ریماودلینگ استخوان در زیر بیس دنچر مندیبولار عمدتاً در ناحیه مولار دیده شده که با نتایج مطالعه ما مشابهت دارد.^(۳۸)

تشکر و قدردانی

مؤلفین مراتب تقدیر و تشکر خود را از آقای مهندس جبار زارع جهت طراحی و ساخت مدل ریاضی که در تحقیق مورد استفاده قرار گرفت اعلام می دارند.

منابع

1. Stellingsma K, Slagter AP, Stegenga B, Raghobar GM, Meijer HJ. Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *J Oral Rehabil* 2005; 32(6):403-10.
2. Cune MS, van Kampen FM, van der Bilt A. Patient satisfaction with different types of implant retained overdentures in the edentate mandible. *Ned Tandheelkd* 2006; 113(10):410-7.
3. Mericske-Stern R, Zarb GA. Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. *Int J Prosthodont* 1993; 6(2):203-8.
4. Greetman ME, van Waas MA, van't Hof MA, Kalk W. Denture satisfaction in a comparative study of implant-retained mandibular overdentures: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(2):194-200.
5. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branematk implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(1):33-42.
6. Kayacan R, Ballarini R, Mullen RL, Wang RR. Effect of attachment clips on occlusal force transmission in removable implant-supported overdentures and cantilevered superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(2):228-36.
7. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *Int Oral Maxillofac Implants* 2002; 17(4):601-2.
8. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. St. Louis: Mosby; 2005. P. 213.
9. Victorin L. Bone resorption in cases with complete upper denture. A quantitative roentgenographic-photogrammetric study. *Acta Radiol Diagn* 1964; 228:1-97.
10. Johnson K. A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following closed face immediate denture treatment. *Aust Dent J* 1969; 14(6):370-6.
11. Carlsson GE, Persson G. Morphologic change of the mandible after extraction and wearing of dentures. A longitudinal, clinical, and x-ray cephalometric study covering 5 years. *Odontol Rev* 1967; 18(1):27-54.
12. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. St. Louis: Mosby; 2005. P. 206-250.
13. Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, et al. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(3):291-8.
14. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, 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.
15. Thiel CP, Evans DB, Burnett RR. Combination syndrome associated with a mandibular implant-supported overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent* 1996; 75(2):107-13.
16. Jacobs R, Van Steenberghe D, Nys M, Naert I. Maxillary bone resorption in patients with mandibular implant supported overdentures or fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1993; 70(2):135-40.
17. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(3):369-76.
18. 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):144-150.
19. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Stress analysis techniques in complete dentures. *J Dent* 1994; 22(5):259-64.
20. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983; 62(2):155-9.
21. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. *J Biomed Mater Res* 1982; 16(4):369-79.

22. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oraal Implantol* 1987; 4(2):25-31.
23. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989; 61(2):223-8.
24. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant –supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2004; 91(3):234-40.
25. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steenberghe WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993; 20(2):147-57.
26. Cicciù M, Cervino G, Milone D, Risitano G. FEM Investigation of the stress distribution over mandibular bone due to screwed overdenture positioned on dental implants. *Materials* 2018; 11(9):E1512.
27. Jennings KJ, Lilly P. Bar-retained overdentures for implants--technical aspects. *J Prosthet Dent* 1992; 68(2):380-4.
28. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. St. Louis: Mosby; 2005. P. 206-250.
29. Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N. Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8(1):18-22.
30. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992; 67(3):361-4.
31. Papavasiliou GA. Finite element analysis of stress induced fractures in bone around dental implants. [Doctoral Dissertation]. Chapel Hill: University of North Carolina; 1992. P. 54-8.
32. Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T. Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models-part II (effect of horizontal load). *J Craniomaxillofac Surg* 2003; 31(3):168-75.
33. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, 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 Phys* 2008; 30(2):218-25.
34. Hertel RC, Kalk W. Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss. *Int J Prosthodont* 1993; 6(1):18-24.
35. Rismachian MA, Dakhilalian M, Ghasemi E, Yaghini J. A Finite-element Analysis of Stress Distribution around Dental Implant in Different Bar-attachment Systems. *J Dent* 2009; 10(1):44-50.
36. Tanaka M, Ogimoto T, Koyano K, Ogawa T. Denture wearing and strong bite force reduce pressure pain threshold of edentulous oral mucosa. *J Oral Rehabil* 2004; 31(9):873-8.
37. Ogawa T, Tanaka M, Ogimoto T, Okushi N, Koyano K, Takeuchi K. Mapping, profiling and clustering of pressure pain threshold (PPT) in edentulous oral mucosa. *J Dent* 2004; 32(3):219-28.
38. Ahmad R, Abu-Hassan MI, Li Q, Swain MV. Three dimensional quantification of mandibular bone remodeling using standard tessellation language registration based superimposition. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24(11):1273-9.
39. Chen J, Ahmad R, Suenaga H, Li W, Swain M, Li Q. A comparative study on complete and implant retained denture treatments: a biomechanics perspective. *J Biomech* 2015; 48(3):512-9.
40. Ogawa T, Sato Y, Kitagawa N, Nakatsu M. Relationship between retention forces and stress at the distal border in maxillary complete dentures: measurement of retention forces and finite-element analysis in individual participants. *J Prosthet Dent* 2017; 117(4):524-31.