

توزیع استرس در بار ساپرت کننده اوردنچر متکی بر ایمپلنت با روش آنالیز اجزاء محدود سه بعدی

دکتر احسان قاسمی^۱، محمدعلی صادقی^۲، دکتر منصور دخیل علیان^۳، دکتر منصور ریسمانچیان^{*}

چکیده

مقدمه: میانگین شکست بار در اوردنچر متکی بر ایمپلنت ۳/۹۷ درصد گزارش می‌شود، که همین درصد نیز به دلیل هزینه زیاد آن نسبت به پروتز کامل، برای بیماران غیر قابل قبول است. هدف از این پژوهش، بررسی توزیع استرس در نقاط مختلف بار حمایت کننده اوردنچر متکی بر ایمپلنت با استفاده از روش اجزای محدود (Finite- Elements) بود.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش توصیفی، توزیع استرس در بار حمایت کننده اوردنچر فک پایین بی‌دندان با استفاده از الگوی اجزای محدود بررسی گردید. ایمپلنت‌ها در ناحیه دو کانین به وسیله یک بار به فاصله ۲ میلی‌متر از بافت پوشاننده ریج بی‌دندانی به یکدیگر وصل شدند. سپس نیرویی عمودی که به تدریج از ۰/۵ تا ۵۰ نیوتن افزایش می‌یافت به مولر اول سمت چپ وارد شد و توزیع فشار در نقاط مختلف بار ثبت گردید.

یافته‌ها: تا قبل از اعمال نیروی ۶/۰۶ نیوتنی، استرس به صورت یکنواختی در بار پخش شد، ولی در مقادیر بیش از این نیرو، توزیع یکنواخت از بین رفت و استرس در نقطه‌ای متمرکز شد که این نقطه تا اعمال بیشترین نیرو (۵۰ نیوتن) در مرز ثلث میانی بار و ثلث سمت اعمال نیرو ثابت باقی ماند.

نتیجه‌گیری: به دلیل تمرکز بیشترین استرس در ناحیه مرز یک سوم میانی و یک سوم سمت اعمال نیرو، احتمال شکست بار در این ناحیه بیشتر است، بنابراین تقویت ساختار بار در این ناحیه پیشنهاد می‌گردد.

کلید واژه‌ها: توزیع استرس، بار حمایت کننده، اوردنچر، اتچمنت، آنالیز اجزای محدود.

* دانشیار، بخش پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی و عضو مرکز تحقیقات پرفسور ترابی نژاد، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران. (مؤلف مسؤول)

rismanchian@dent.mui.ac.ir

۱: استادیار، بخش پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی و عضو مرکز تحقیقات پرفسور ترابی نژاد، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

۲: دانشجوی دندانپزشکی، کمیته پژوهش‌های دانشجویی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

۳: استادیار، بخش پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی و عضو مرکز تحقیقات پرفسور ترابی نژاد، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

این مطالعه بر اساس طرح پژوهشی شماره ۳۸۵۰۱۴ مصوب دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انجام شده است.

این مقاله در تاریخ ۸۹/۶/۱۵ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ۸۹/۸/۳۰ اصلاح شده و در تاریخ ۸۹/۹/۱۶ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندانپزشکی اصفهان

۱۳۸۹؛ ۶(۴): ۳۳۲ تا ۳۳۹

مقدمه

اوردنچر برای بیمارانی که با دست دندان کامل فک پایین مشکل دارند جایگزین و روش درمانی مناسبی است [۱-۳]. اوردنچر متکی بر ایمپلنت نیز به دلایل هزینه مناسب، غیر تهاجمی بودن و سادگی، روش درمانی مطلوبی است [۴]. بیشترین نیروی جویدن در اوردنچر متکی بر ایمپلنت فک پایین، ۶۰ تا ۲۰۰ درصد بیشتر از دنچر معمولی است [۵-۸]. یکی از راه‌های افزایش گیر اوردنچر، افزودن اتچمنت است که البته باعث انتقال نیروهای عمودی یا افقی به ایمپلنت می‌شود [۹].

اوردنچر متکی بر ایمپلنت در برابر درمان دنچر کامل مزایایی مثل گیر و پایداری بهتر، قدرت جویدن و راحتی بیشتر [۱۰-۱۲]، بهبود کیفیت زندگی و رضایت بیشتر بیماران را به همراه دارد [۱۳-۱۴، ۹]. در مقایسه با پروتزهای متکی بر ایمپلنت، اوردنچر متکی بر ایمپلنت نیاز به تعداد کمتر ایمپلنت، تهاجم کمتر، فرآیندهای جراحی ارزانتر و مراحل لابراتواری ساده‌تر با هزینه کمتر دارد [۱۵-۱۹]. چنین ویژگی‌هایی با موفقیت زیاد ایمپلنت، اوردنچر متکی بر ۲ ایمپلنت را انتخاب اول برای بیماران با فک پایین بی‌دندان قرار داده است [۲۰].

اوردنچر متکی بر ایمپلنت، سیستم‌های اتچمنت متنوعی شامل بار کلیپس، بال، Orings و مگنت دارد. از میان آنها، بار انتخابی رایج است زیرا به تسهیم نیرو کمک می‌کند. عوامل بیومکانیکال مرتبط با سیستم اتچمنت بار شامل تعداد ایمپلنت، طول بار و جنس بار است [۲۱].

در طراحی اوردنچر متکی بر ایمپلنت باید تا حد ممکن، توزیع استرس پیرامون ایمپلنت به گونه‌ای مناسب انجام شود [۲۲، ۲۰]. نوع اتچمنت و طرح مطلوب بار اتچمنت بر میزان نیروی انتقال یافته به ایمپلنت اثر دارد. el-Sheikh و همکاران [۲۲]، حداقل نیرو در بال اتچمنت و حداکثر آن را در بار اتچمنت مشاهده کردند. Menicucci و همکاران [۲۳] نیز اندازه فشار کمتری را در بال اتچمنت نسبت به بار اتچمنت به دست آوردند.

Mericske-Stern [۲۴] تفاوتی بین تمرکز فشار در الگوهای با یا بدون بار ندانسته، اثر جهت جویدن را مهمتر ارزیابی کرد.

استرس موجود در بار بسیار بیشتر از استخوان اطراف ایمپلنت است [۲۵]. پژوهش در مورد طراحی اوردنچرهای اسپلینت شده، میانگین شکست بار در اوردنچر را ۳/۹۷ درصد در حجم نمونه ۳۰۲ نفر گزارش می‌کند، که البته با توجه به هزینه اوردنچر

نسبت به پروتز کامل، همین درصد نیز از طرف بیماران غیر قابل قبول است [۲۸-۲۶، ۴]. Goodacre و همکاران [۲۹] مشکلات بالینی ایمپلنت را در پژوهشی مروری بررسی کردند. همین طور پژوهش‌های دیگر [۳۰-۳۳]، شکست در سیستم بار اتچمنت را گزارش نموده‌اند.

علل شکست بار شامل ضخامت ناکافی فلز، اتصال تحتانی solder، طول کانتی لور اضافی، استحکام ناکافی آلیاژها، عادات پارافانکشنال بیمار و طراحی نادرست فریم ورک می‌باشد [۳۴].

روش‌های مختلفی جهت ارزیابی استرس اطراف ایمپلنت‌های دندانی و اجزای پروتزی آن قابل استفاده است، مانند بررسی‌های فتوالاستیک [۳۵]، اندازه گیری کرنش در سطح استخوان و آنالیز اجزای محدود (Finite Element Analysis). علت استفاده از روش آنالیز اجزای محدود، امکان دستکاری و تغییرات ساده الگو، بازسازی الگوی درونی فشار در نقاط مختلف، امکان بازسازی اشکال هندسی پیچیده و همین طور ارزیابی کمیت‌های مکانیکی می‌باشد [۳۶-۴۱، ۳۰، ۲۳]. در مدت ۳ دهه گذشته، استفاده از آنالیز اجزای محدود در حال افزایش است [۴۲-۴۷].

شیوع شکست و جایگزینی اجزای گیرزای اوردنچر در پژوهش‌های مختلف در جدول ۱ آورده شده است؛ که ما را بر آن داشت تا پژوهش حاضر را برای بررسی توزیع استرس در بار حمایت کننده اوردنچر متکی بر ایمپلنت در یک مندیبل بی‌دندان با استفاده از الگوی اجزای محدود سه بعدی انجام دهیم. تعیین محل شکست بار ما را در کاهش شیوع این مشکل کمک می‌کند.

جدول ۱. شکست و جایگزینی اجزای گیرزای اوردنچر

درصد شیوع	مدت پژوهش (سال)	پژوهش
۲۲	۱	Jemt [۴۸]
۱۳	۱	Johns [۴۹]
۳۳	۲	Smedberg [۵۰]
۱۲	۵	Hemmings [۵۱]
۹	۶/۵	Wismeyer [۵۲]
۱۳	۱۳	Zarb [۵۳]
۲۲	۶	Allen [۵۴]
۱	۴	Naert [۵۵]

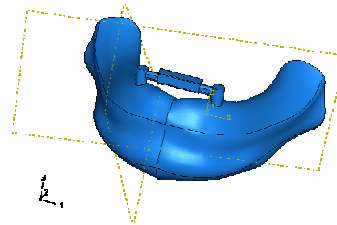
مواد و روش‌ها

در این پژوهش توصیفی، برای بازسازی دقیق کانتورهای استخوان، که بتواند بیانگر ژئومتری استخوان باشد، از مندیبل جسد تازه یک انسان ۷۰ ساله با تحلیل رییج استخوان آلوتولار استفاده شد.

الگوی اجزای محدود به کار برده شده در این بررسی، یک ساختار پیچیده چند لایه شامل مخاط، استخوان کورتیکال و استخوان اسفنجی است. سپس ایمپلنت‌های استوانه‌ای ITI به قطر ۴/۱ و طول ۱۲ میلی‌متر (Institute straumann AG, Waldenberg, Switzerland) در ناحیه کانین مندیبل قرار داده شدند، به طوری که اپکس آنها در تماس با لایه کورتیکال پایینی باشد. فاصله ایمپلنت‌ها از یکدیگر به اندازه فاصله کانین‌های طبیعی، یعنی ۲۲ میلی‌متر بود [۵۵].

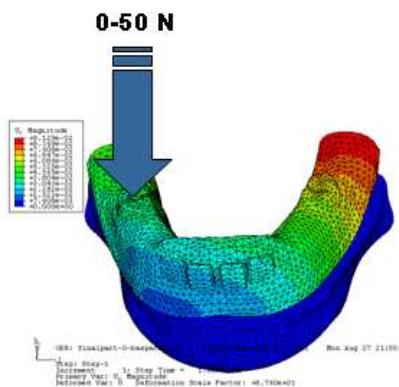
هر دو بار Mini-titanium Dolder bar with spacer و Mini-titanium bar matirx ITI انتخاب گردید و طوری قرار داده شد که بار را موازی محور اکلوزال و عمود بر نیمساز زاویه میان دو رییج پشتی به همدیگر وصل کند، تا اجازه چرخش را از پروتز نگیرد. فاصله لبه پایینی بار تا بافت نرم پوشاننده رییج، ۲ میلی‌متر تنظیم گردید [۵۶].

سپس آوردنچر متکی بر ایمپلنت با پیش‌بینی بار ساخته شد. الگوی آماده شده به وسیله سیستم متحرک بسیار دقیق غیر تماسی به نام ATOS II اسکن گردید و بدین ترتیب ژئومتری سه بعدی به همراه خصوصیات ابر نقاط آن الگو ثبت گردید (ATOS II; Gom, Germany)، شکل (۱).



شکل ۱. مدل سه بعدی استخوان، پایه‌های ایمپلنتی، بار و ماتریکس

یافته‌های ابر نقاط متراکم جهت مدلینگ به نرم افزار CATIA modeling (BM, Kingstone, NY) منتقل گردید. بعد از فرآیند مدلینگ، الگوی سه بعدی به نرم افزار اجزای محدود ABAQUS 6.4 FEA software (Hibbitt, karlosson Sorenson, Inc, poly mouth, Mich) به فرمت فایل STP انتقال یافت، شکل (۲). معادلات مربوطه در نرم افزار آنالیز اجزای محدود سه بعدی تعریف شد و مش بندی (تجزیه مدل به عناصر مشخص) صورت گرفت.



شکل ۲. مدل سه بعدی مش بندی شده در نرم افزار ABAQUS

ویژگی‌های کشسانی مثل ضریب یانگ و نسبت پواسون طبق منابع تعیین گردید (جدول ۲) در کل، الگوی مذکور ۳۱۰۸۲ عنصر مثلثی و ۹۶۶۳۵ گره داشت. آنالیز با یک رایانه Pentium IV 2400 انجام گردید. در این پژوهش، فرض بر اتصال ثابت ایمپلنت و استخوان و عدم حرکت این دو نسبت به همدیگر بوده است. میانگین نیروی جویدن بر آوردنچر متکی بر ایمپلنت با روند افزایشی تدریجی از ۰/۵ تا ۵۰ نیوتن اعمال گردید. محل اعمال نیرو، ناحیه فوسای مرکزی دندان مولر اول، عمود بر پلن اکلوزال و یک سویه بود. در این پژوهش تکیه گاه (محل بستن گره‌ها) مدل، بوردر تحتانی مندیبل مطابق با محل اعمال نیرو توسط عضلات جوشی در نظر گرفته شد. میزان استرس در الگوی بار حمایت کننده طبق معیارهای Von mises توسط نرم افزار فوق مشخص گردید.

جدول ۲. ویژگی‌های مواد مورد استفاده

ماده	الگوی یانگ (مگا پاسکال)	نسبت پواسون (ν)
بار ایاتمنت	۱۱۰۰۰۰ (۵۷)	۰/۰۳۵
استخوان متراکم	۱۳۷۰۰ (۵۸)	۰/۳
استخوان اسفنجی	۷۹۳۰ (۵۹)	۰/۳
مخاط	۷۰ (۵۹)	۰/۳
کلیپ گیر زرد	۲۰۰۰ (۵۹)	۰/۳

جدول ۳. محل و مقدار حداکثر استرس در بار حمایت کننده آوردنچر بر حسب نیروی وارده

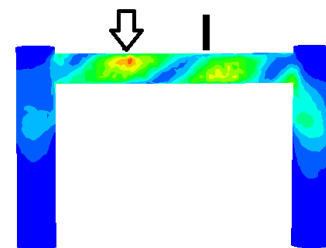
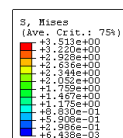
میزان نیرو (N)	محل حداکثر استرس در بار	میزان حداکثر استرس (کیلوگرم نیرو)
۰/۵	سمت غیر کارگر (توزیع غیر متمرکز)	۱/۸۳
۶/۰۶	سمت غیر کارگر (توزیع غیر متمرکز)	۴/۳۱۶
۵۰	سمت کارگر متمرکز در مرز ۱/۳ میانی بار و ۱/۳ سمت اعمال نیرو	۳/۲۴۷

یافته‌ها

یافته‌های بررسی استرس بار حمایت کننده آوردنچر متکی بر ایمپلنت تحت نیروهای ۰/۵ تا ۵۰ نیوتن در جدول ۳ آورده شده است. از میان نیروهای اعمالی، اعدادی انتخاب شد که باعث تفاوت الگوی استرس شده، از ذکر بقیه اعداد اجتناب گردید.

تا قبل از نیروی ۶/۰۶ نیوتن، استرس به صورت یکنواختی دربار پخش می‌شود، ولی بعد از ۶/۰۶ نیوتن محل حداکثر میزان استرس در مرز ۱/۳ میانی بار و ۱/۳ سمت اعمال نیرو (Working) متمرکز شده، این نقطه تا اعمال حداکثر نیرو (۵۰ نیوتن) ثابت باقی می‌ماند (شکل شماره ۳).

در شکل شماره ۳، نواحی هم‌رنگ استرس یکسانی را تحمل می‌کنند و گستره فشار هم مشخص شده است. تیرگی رنگ نشان از استرس کمتر و رنگ روشن مبین استرس بیشتر است.



ODB: finalpart-2-basapacer.odb ABAQUS/Standard 6.4-PR11 Thu Aug 31 00:30
Step: Step-1
Increment: 8
Step Time = 0.1212
Primary Var: S, Mises

شکل ۳. محل حداکثر استرس در بار حمایت کننده آوردنچر تحت نیروی ۶/۰۶ تا ۵۰ نیوتن

بحث

آوردنچر با بهبود نیروی جویدن و گیر بیشتر، از روش‌های درمانی مناسب و رضایت بخش بیماران بی‌دندان محسوب می‌گردد. میزان استرس طرح‌های مختلف بار آوردنچر متکی بر ایمپلنت، ۲۴ تا ۲۶ برابر حداکثر میزان استرس در استخوان اطراف ایمپلنت گزارش شده است [۲۵].

شیوع شکست بار هر چند کم تلقی می‌گردد، اما ممکن است برای یک بیمار نارضایتی و بی‌اعتمادی به همراه داشته باشد؛ در حالی که میانگین شکست بار حدود ۳/۹۷ درصد گزارش شده است [۲۸، ۲۶-۲۵، ۴]. از علل شکست بار می‌توان به ضخامت ناکافی فلز، اتصال تحتانی تر solder، طول زیاد کانتی لور، استحکام ناکافی آلیاژ، حرکات پارافانکشنال بیمار و طراحی نادرست فریم ورک اشاره کرد [۳۴]. بیشتر مشکلات بار و کلیپ آوردنچر، نتیجه شکست یا شل شدن کلیپ و بار می‌باشد [۵۵، ۵۱، ۴۸]. آمار متفاوتی از ۲ تا ۳۳ درصد برای شکست Bar/clip attachment گزارش شده است [۴۸-۵۴].

یافتن محل تجمع بیشترین استرس در بار حمایت کننده آوردنچر متکی بر ایمپلنت ممکن است کمک خوبی در تعیین ضخامت کافی فلز یا آلیاژ مناسب جهت تحمل این استرس باشد. در این پژوهش به بررسی توزیع استرس در بار حمایت کننده آوردنچر متکی بر ایمپلنت پرداخته شد. با افزایش نیروی وارده تا کمتر از ۶/۰۶ نیوتن، توزیع یکنواختی از استرس را در بار شاهد بودیم؛ در حالی که با افزایش بیشتر نیرو،

تفاوت‌های پژوهش مذکور با پژوهش ما عبارتند از: ۱- در پژوهش Parkash و همکاران [۲۵] مندیبل به وسیله برش‌های CT scan گرفته شده از مندیبل یک زن ۶۰ ساله بازسازی شده، سپس از Auto CAD و نرم افزار ANSYS استفاده شده است. ۲- در پژوهش Parkash و همکاران [۲۵] تعداد ایمپلنت ۴ عدد بوده است که در این سیستم خمش بار حداقل است. در حالی که در پژوهش ما ۲ ایمپلنت به کار رفته، فک با سیستم متحرک بسیار دقیق غیر تماسی به نام ATOSII اسکن گردیده است. می‌توان علت تفاوت‌های مکان حداکثر استرس دو پژوهش را در همین تفاوت طرح بارها و تعداد ایمپلنت‌ها دانست.

نتیجه‌گیری

بر اساس یافته‌های این پژوهش در تمرکز استرس در مرز ثلث میانی و ثلث کارگر بار حمایت کننده اوردنچر، می‌توان پیشنهاد داد که بار به وسیله ضخامت بیشتری از فلز و یا روش‌های دیگر در این نقطه تقویت گردد و همین طور با دادن طرح درمان‌های کاهش استرس و خمش بار از شکست آن در این نقطه جلوگیری کرد.

تشکر و قدردانی

این پژوهش حاصل بخشی از طرح پژوهشی شماره ۳۸۵۰۱۴ مصوب معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی اصفهان می‌باشد که بدینوسیله از آن معاونت محترم تشکر می‌گردد.

استرس در مرز ثلث میانی بار و ثلث سمت کارگر متمرکز شد که مفهوم آن اعمال نیروی بیشتر در این نقطه و در نهایت احتمال بیشتر شکست بار در این نقطه خواهد بود.

با وجود جستجوهای فراوان، پژوهش‌های مشابه این پژوهش مشاهده نگردید. اما در مرور مقاله waddell و همکاران [۳۴]، محل مستعد شکستن بار، توسعه یافته به دیستال در محل لحیم گزارش شده است. در پژوهش Parkash و همکاران [۲۵]، ۴ ایمپلنت در فک پایین با ۳ طرح اتصال بار به اشکال ذیل به همدیگر متصل شده، در حالت ساکن تحت نیروی ۱۰۰ نیوتن قرار گرفته بود. آنها بیشترین استرس را در مدل ۱ با دو ایمپلنت متصل و در وسط بار معرفی کرده‌اند.



شکل ۴. طرح‌های بار به کار رفته در پژوهش Parkash

میزان استرس در بار و استخوان بین ایمپلنت‌ها به ترتیب در مدل‌های ۲ > ۳ > ۱ افزایش می‌یابد. از نظر ارتجاع مندیبل و بار، کاهش به ترتیب در مدل‌های ۲ < ۱ < ۳ می‌باشد. در مجموع، استفاده از ۴ ایمپلنت با بارهایی که ایمپلنت‌ها را فقط از اطراف دو به دو به هم متصل می‌کنند، انتخاب بهتری نسبت به اتصال همه بارها به همدیگر است.

References

1. Mericske-Stern R, Zarb GA. Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. Int J Prosthodont 1993; 6(2): 203-8.
2. Geertman ME, van Waas MA, 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.
3. 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 Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10(1): 33-42.
4. Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, et al. A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7(4): 513-22.
5. Mericske-Stern R. Overdentures supported by ITI implants. In: Schroeder A, Belser U, editors. Oral implantology. New York: Thieme; 1996. p. 349-58.
6. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. Clinical Oral Implants Research 2000; 11(Suppl 1): 108-25.
7. Dolder E, Durrer GT. The bar-joint denture: a practical textbook. Chicago: Quintessence Pub; 1978. p. 11-26.
8. Preiskel HW. Precision Attachments in Prosthodontics. Overdentures and Telescopic Prosthesis. Chicago: Quintessence Pub; 1985. p. 243-306.

9. Kayacan R, Ballarini R, Mullen RL, Wang RR. Effects 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.
10. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2002; 15(6):575-58.
11. Awad MA, Lund JP, Dufresne E, Feine JS. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont* 2003; 16(2): 117-22.
12. Assuncao WG, Zardo GG, Delben JA, Barao VA. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among elderly edentulous patients: satisfaction and quality of life. *Gerodontology* 2007; 24(4): 235-8.
13. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49(6): 843-8.
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. Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(2): 231-43.
16. Freeman C, Brook I, Joshi R. Long-term follow-up of implant-stabilised overdentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2001; 9(3-4): 147-50.
17. Anuscu MI, Caputo AA. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *J Prosthodont* 2004; 13(4): 214-20.
18. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Jr., Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I--Retention, stability, and tissue response. *J Prosthet Dent* 1995; 73(4): 354-63.
19. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10(6): 387-416.
20. el Sheikh AM, Hobkirk JA. Force transmission in bar-retained implant-stabilised mandibular overdentures: an in-vitro study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002; 10(4): 173-8.
21. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, 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. el Sheikh AM, Hobkirk JA, Kelleway JP. Effects of superstructure type and design on force transmission via implant-stabilised mandibular prostheses. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999; 7(2): 45-50.
23. 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.
24. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5(4): 375-83.
25. 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.
26. Schmitt A, Zarb GA. The notion of implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent* 1998; 79(1): 60-5.
27. Watson RM, Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, et al. Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective study. *Int J Prosthodont* 1997; 10(4): 345-54.
28. Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Internationales Team fur Implantologie. Clin Oral Implants Res* 1998; 9(1): 51-8.
29. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999; 81(5): 537-52.
30. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2004; 91(3): 234-40.
31. 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.
32. Papavasiliou GA. Finite element analysis of stress induced fractures in bone around dental implants. [Thesis]. Chapel Hill: University of North Carolina; 1992. p. 54-8.
33. Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima 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.

34. Waddell JN, Payne AGT, Swain MV. Physical and metallurgical considerations of failures of soldered bars in bar attachment systems for implant overdentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2006; 96(4): 283-8.
35. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998; 80(5): 559-64.
36. 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.
37. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Stress analysis techniques in complete dentures. *J Dent* 1994; 22(5): 259-64.
38. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental Implant at different stages of interface development. *JDR* 1993; 62(2): 155-9.
39. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. *J Biomed Mater Res* 1987; 4(2): 25-31.
40. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol* 1987; 4(2): 25-31.
41. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989; 61(2): 223-8.
42. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Barra LP, Lemonge AC. Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(5): 675-84.
43. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2001; 85(6): 585-98.
44. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91(1): 20-5.
45. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(4): 401-12.
46. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, 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.
47. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(3): 357-68.
48. Jemt T, Book K, Linden B, Urde G. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Branemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: a study from prosthetic treatment to first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(2): 162-7.
49. Walton JN, MacEntee MI. Problems with prostheses on implants: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1994; 71(3): 283-8.
50. Smedberg JJ, Lothigius E, Bodin I, Frykholm A, Nilner K. A clinical and radiological two-year follow-up study of maxillary overdentures on osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 1993; 4(1): 39-46.
51. Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(2): 191-6.
52. Wismeyer D, van Waas MA, Vermeeren JJ. Overdentures supported by ITI implants: a 6.5-year evaluation of patient satisfaction and prosthetic aftercare. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(6): 744-9.
53. Zarb GA, Schmitt A. The edentulous predicament. I: A prospective study of the effectiveness of implant-supported fixed prostheses. *J Am Dent Assoc* 1996; 127(1): 59-65.
54. Allen PF, McMillan AS, Smith DG. Complications and maintenance requirements of implant-supported prostheses provided in a UK dental hospital. *Br Dent J* 1997; 182(8): 298-302.
55. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent* 1991; 65(5): 671-80.
56. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999. p. 109-34.
57. 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.
58. 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.
59. Papavasiliou GA. Finite element analysis of stress stress induced fractures in bone around dental implant. [Thesis]. Chapel Hill: University of North Carolina; 1992. p. 54-8.

Stress distribution in bar of overdenture supported implants by three-dimensional finite elements analysis

Ehsan Ghasemi, Mohammad Ali Sadeghi, Mansour Dakhil Alian,
Mansour Rismanchian*

Abstract

Introduction: Mean bar failure in overdenture-supported implant has been reported to be 3.97 percent; even this low failure rate is unacceptable for patients because of its cost compared with complete denture. The aim of this study was to assess stress distribution in different points of the bar of overdenture-supported implants by finite elements analysis.

Materials and Methods: In this descriptive study, stress distribution on the bar of mandibular overdenture was evaluated by the finite elements analysis (FEA). Implants in two canine areas were connected to each other by one bar at the distance of 2 mm from the lining tissue of the edentulous ridge. Then the vertical force applied to the left first molar increased gradually from 0.5 to 50 N and stress distributions were recorded at different points of the bar.

Results: By increasing the force up to 6.06 N, stress was uniformly distributed over the bar, but with greater force stress was focused on the border of the middle third and the force application third. This pattern of stress distribution continued parallel with an increase in the force.

Conclusion: Failure is higher at the border area between the middle third of the bar and the third near the applied force due to maximum stress; therefore, reinforcement of the bar at this area is suggested.

Key words: Attachment, Dental stress distribution, Finite element analysis, Overdenture, Supporting bar.

Received: 6 Sep, 2010

Accepted: 7 Dec, 2010

Address: Associate Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry and Torabinejad Dental Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

Email: rismanchian@dnt.mui.ac.ir

Journal of Isfahan Dental School 2010; 6(4): 332-339.