

بررسی تأثیر طول کانتی لور بر توزیع استرس اطراف ایمپلنت در اوردنچرهای متکی بر دو ایمپلنت

دکتر بهناز عبادیان*، دکتر رامین مشرف^۱، دکتر نیلوفر خدائیان^۲

چکیده

مقدمه: کاهش نیروهای اعمالی روی ایمپلنت‌های حمایت‌کننده اوردنچر متکی بر دو ایمپلنت توسط توزیع مطلوب استرس، ضروری است. هدف از این پژوهش، ارزیابی الگوی استرس اطراف ایمپلنت‌های اوردنچر فک پایین، متکی بر ۲ ایمپلنت با طول کانتی لور مختلف توسط آنالیز اجزاء محدود بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی-تحلیلی، از یک مدل اوردنچر متکی بر ۲ ایمپلنت، با سیستم اتچمنت بار و کلیپ روی قوس بی‌دندانی فک پایین استفاده شد. دو ایمپلنت به طور عمودی با طول کانتی لور ۰ mm، ۷ mm و ۱۳ mm توسط بار به هم متصل شدند. نیروهای ۱۵ و ۳۰ پوند به طور یک‌طرفه در ناحیه مولر اول و نیروی ۱۵ پوند در ناحیه پرمولر اعمال شد و استرس در استخوان توسط روش اجزاء محدود ارزیابی گردید.

یافته‌ها: در مدل دارای کانتی لور ۷ mm با اعمال نیروی ۱۵ پوند در ناحیه مولر، استرس اطراف ایمپلنت سمت اعمال نیرو $2/78$ MP و در مدل کانتی لور ۱۳ mm میزان استرس $2/75$ MP نسبت به مدل بدون کانتی لور ($3/06$ MP) مشاهده شد. همچنین با اعمال نیروی ۳۰ پوند میزان استرس در مدل بدون کانتی لور در اطراف ایمپلنت سمت اعمال نیرو $6/98$ MP، در مدل با کانتی لور ۷ mm میزان $6/42$ MP و در مدل با کانتی لور ۱۳ mm میزان $6/28$ MP به دست آمد. با افزایش طول کانتی لور، الگوی مشابهی در تغییر میزان استرس نواحی مختلف دیده نشد، با این حال افزایش طول کانتی لور، استرس اطراف ایمپلنت مجاور کانتی لور را افزایش نداد.

نتیجه‌گیری: افزایش طول کانتی لور، منجر به افزایش مشخص استرس، به ویژه در اطراف ایمپلنت مجاور کانتی لور نشد و ممکن است استفاده از کانتی لور در موارد اوردنچر فک پایین متکی بر ایمپلنت‌های اسپلینت شده با گیر و ثبات ناکافی، مفید باشد. با توجه به محدودیت‌های این پژوهش، طول کانتی لور مطلوب در اوردنچرهای مندیبل را نمی‌توان تعیین کرد.
کلید واژه‌ها: اوردنچر، ایمپلنت دندانی، طرح پروتز، روش آنالیز استرس، روش اجزاء محدود، بیومکانیک، شبیه‌سازی کامپیوتری.

* دانشیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی و عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی ترابی‌نژاد، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.
(مؤلف مسؤول)

ebadian@dnt.mui.ac.ir

۱: دانشیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی و عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی ترابی‌نژاد، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

۲: استادیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی یزد، یزد، ایران.

این مقاله در تاریخ ۱۸/۱۲/۸۹ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ۲۲/۱/۹۰ اصلاح شده و در تاریخ ۲۹/۱/۹۰ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندانپزشکی اصفهان

۱۳۹۰، ۷(۲): ۱۷۸ تا ۱۸۶

بررسی تأثیر طول کانتی‌لور بر توزیع استرس اطراف ایمپلنت در ...

دکتر بهناز عبادیان و همکاران

مقدمه

اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت در فک پایین، باعث درمان مؤثر، در بیماران بی‌دندان به ویژه افرادی که با پروتز فک پایین مشکل دارند شده است [۱، ۲]. اوردنچرهای متکی بر ۲ تا ۴ ایمپلنت، در فک پایین توصیه شده است [۳، ۴]. استفاده از حداقل ایمپلنت که جهت حمایت و گیر پروتز کافی باشد، دارای مزایای اقتصادی برای بیمار است. بنابراین کاشت ۲ تا ۳ ایمپلنت جهت گیر پروتز می‌تواند مفید باشد [۵]. کاربرد کانتی‌لور در طرح‌های بار اوردنچر متکی بر ۲ ایمپلنت مورد بحث و اختلاف نظر است. ادعا شده است که پروتز با گسترش دیستالی دوطرفه، که توسط دو یا تعداد بیشتری اباتمنت ایمپلنت حمایت می‌شود ممکن است منجر به گشتاور خمشی (Bending moment) بزرگتر شده و شکست بیومکانیکال را باعث شود [۶-۸]. اگرچه در به کارگیری کانتی‌لور در اوردنچرهای فک پایین متکی بر دو ایمپلنت، ممکن است از عملکرد اوردنچر Dolders ناشی شود، که پیشنهاد می‌گردد قرارگیری مورب اتصالات باری با استفاده از دو یا موارد بیشتری ریشه باقیمانده ممکن است منجر به شکست یا لقی ریشه شود [۹]. ولی Mericske-stern [۱۰] در مطالعه خود دریافت که اثر کانتی‌لور بر بزرگی استرس در اوردنچرهای فک پایین متکی بر ۲ ایمپلنت، ناچیز است.

Oetterli و همکاران [۱۱] معیارهای کلینیکی اطراف دو ایمپلنت قدام فک پایین را، که توسط بار به هم متصل شده بودند با گسترش دیستالی و بدون آن بررسی کردند و میزان موفقیت را ۹۵ درصد گزارش نمودند.

El Sheikh و همکار [۱۲] از کانتی‌لورهای ۱۳ mm در مطالعه In-vitro خود استفاده کردند و بار منفرد همراه با کانتی‌لور را با کلیپ و بدون کلیپ، روی آن مقایسه نمودند. پژوهشگران در طرح با کلیپ، در مقایسه با طرح بدون کلیپ، افزایشی در میزان نیروهای فشاری یافتند. به علاوه Mericske-Stern و همکاران [۱۳] طول بار مرکزی را ۱۵-۲۵ mm و طول کانتی‌لور را ۷ mm در اوردنچرهای متکی بر ۲ ایمپلنت فک پایین پیشنهاد نمودند.

Sadowsky و همکار [۱۴] از دو طرح استفاده کردند، یکی اوردنچر متکی بر دو ایمپلنت با فاصله بین ایمپلنتی ۲۲ mm و طول کانتی‌لور ۷ mm و دیگری اوردنچر متکی بر سه ایمپلنت با

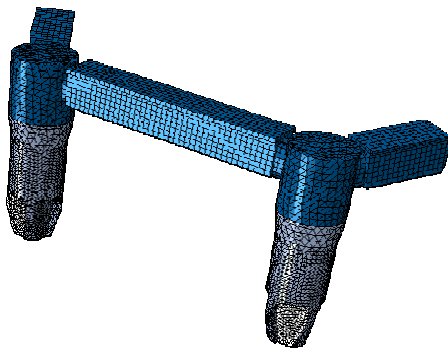
فاصله بین ایمپلنت ۱۳ mm و طول کانتی‌لور ۷ mm بود. همچنین دو طرح بار دارای کانتی‌لور Clip-retained و بار دارای کانتی‌لور Plunger-retained به کار برده شد. در هر چهار طرح، استرس کمی به اباتمنت همان طرف و سمت مقابل قوس، وارد شد و پروتز Plunger-retained با حمایت دو ایمپلنت، استرس یکنواخت‌تری را به ایمپلنت انتهایی همان سمت، نسبت به پروتز Clip retained متکی بر سه ایمپلنت منتقل کرد. با توجه به عدم توافق در مطالعات موجود، مطالعه‌ای با هدف بررسی توزیع استرس اطراف ایمپلنت و استخوان در یک اوردنچر متکی بر ۲ ایمپلنت فک پایین با طول‌های مختلف کانتی‌لور طراحی شد.

مواد و روش‌ها

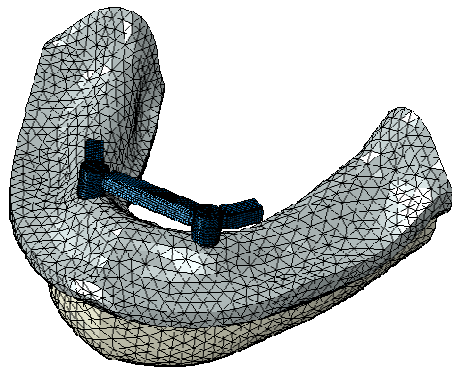
در این پژوهش تجربی- تحلیلی از یک مدل آکرلیکی Clear cold acrylic resin (Dentsplay-Detrey GmbH Weybridge, Surrey KT15, England) بی‌دندانی فک پایین با اندازه متوسط استفاده شد. قسمت تحتانی مدل با استفاده از بخش تحتانی یک اسکلت فک پایین، متناسب با مدل بازسازی شد. از این مدل، یک مدل شفاف آکرلیکی دوبلیکیت شد. یک کست گچی (Dental Model Stone - TARA 250 Kheyzaran Co. Isfahan - Iran) نیز از مدل فوق ساخته شد. از قسمت تحتانی یک اسکلت فک پایین متناسب با مدل، قالبی تهیه گردید و به نحوی تریم شد که با کست گچی ریج فک پایین منطبق شود. دو قطعه با چسب به هم متصل شدند. دو ایمپلنت (Ø4-L10.5- Internal Biohorizon Implant system inc) با فاصله ۲۲ mm از میدلاین به طور عمود بر ریج باقیمانده در مدل، کاشته شد. ایمپلنت‌ها توسط بار (Straumann plastic bar-egg shaped, cross section, mini, Basel - Switzerland) با فاصله ۱ mm از سطح ریج به هم متصل شدند و کانتی‌لور ۷ mm به هر دو طرف بار اضافه شد و سپس دنچر به روش معمول با استفاده از سیستم بار و کلیپ (Straumann, Dolder bar matrix, mini, incl. Spacer Basel - Switzerland) ساخته شد. از مدل گچی، دنچر آکرلیک، ایمپلنت‌ها، بار و کلیپ برای مدل‌سازی کامپیوتری استفاده شد. ایمپلنت‌ها جهت دقت در آنالیز به صورت

دکتر بهناز عبادیان و همکاران

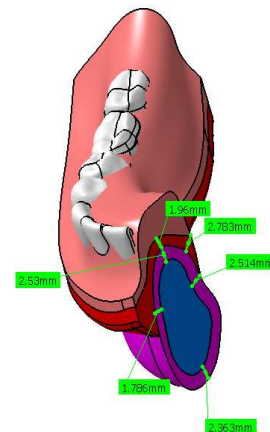
بررسی تأثیر طول کانتی‌لور بر توزیع استرس اطراف ایمپلنت در ...



شکل ۲. مدل کامپیوتری با دو ایمپلنت استوانه‌ای عمودی و کانتی‌لور ۷ mm



شکل ۳. مدل کامپیوتری استخوان همراه با دو ایمپلنت عمودی و کانتی‌لور ۷ mm



شکل ۱. ضخامت تقریبی لایه‌های استخوان کورتیکال و مخاط در مدل کامپیوتری

استوانه‌ای صاف در مدل‌ها به کار برده شد. به این معنی که رزوه‌های سطح ایمپلنت در آنالیز استرس‌ها لحاظ نشد و سطح صاف و بدون رزوه مدل شد.

برداشت اطلاعات و مشخصات مدل‌های سه بعدی توسط دستگاه اسکنر نوری سه بعدی (3-D Optical scanner (GOM-Germany) و نرم‌افزار ATOS V6.3 انجام گردید.

برای مدل‌سازی کامپیوتری از نرم‌افزار CATIA V5.18 استفاده شد و لایه‌های مخاط استخوان کورتیکال به ضخامت تقریبی ۲ mm و ۲/۵ mm به ترتیب از سطح مدل برداشته شد. در برخی نقاط به علت مشکلات مدل‌سازی، ضخامت‌ها اندکی تغییر کرد (شکل ۱) [۱۵].

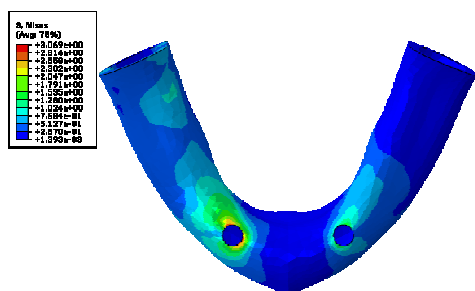
مشابه مدل‌های آکریلی، در کامپیوتر دو ایمپلنت با فاصله ۲۲mm از یکدیگر در قدام و با فاصله مساوی از میدلاین به صورت عمود بر ریج باقیمانده کار گذاشته شد. برای مدل سه طول کانتی‌لور ۰ mm، ۷ mm و ۱۳ mm در نظر گرفته شد (شکل ۲ و ۳).

خصوصیات مکانیکی استخوان کورتیکال، اسفنجی، مخاط، آکریل، تیتانیوم و طلا با استناد به مقالات در جدول ۱ آمده است. جهت سهولت آنالیز مدل، همه مواد خطی، الاستیک و ایزوتروپیک در نظر گرفته شدند. تماس بین تمام اجزاء مشابه‌سازی شده مستقیم در نظر گرفته شد (Direct contact).

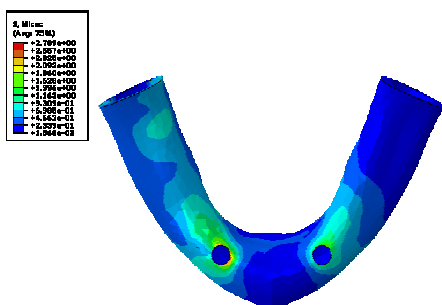
جدول ۱. خواص مکانیکی مواد [۱۶-۱۹]

نسبت پواسون Poisson ratio	ضریب کشسانی (پاسکال) Modulus of elasticity (Young modulus)	جنس ماده
-۰/۳۰	$۱/۳۷ \times ۱۰^{۱۱}$	استخوان کورتیکال
-۰/۳۰	$۱/۳۷ \times ۱۰^۹$	استخوان اسفنجی
-۰/۴۰	$۱/۰ \times ۱۰^۷$	مخاط
-۰/۳۵	$۲/۷ \times ۱۰^۹$	رزین آکریلی
-۰/۳۳	$۱/۱۷ \times ۱۰^{۱۱}$	تیتانیوم
-۰/۳	$۱/۰ \times ۱۰^{۱۱}$	طلا

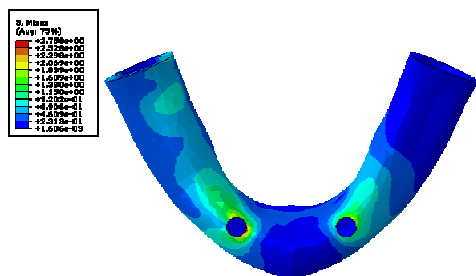
استرس در این مدل با نمونه‌های تحت اعمال نیرو در ناحیه پرمولر تفاوت داشت. با افزایش طول کانتی‌لور تغییری در الگوی توزیع استرس مشاهده نشد، فقط عرض نواحی با استرس بیشتر، با افزایش طول کانتی‌لور افزایش یافت. حداکثر استرس در ریج بی‌دندان خلفی، سمت اعمال نیرو در دیستال ایمپلنت همان سمت، و در ناحیه پرمولر بود. مقادیر استرس در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها و ریج بی‌دندان در جدول ۲ آمده است.



شکل ۴. الگوی توزیع استرس با نیروی ۱۵ Ib در ناحیه مولر در مدل با دو ایمپلنت عمودی و بدون کانتی‌لور



شکل ۵. الگوی توزیع استرس با نیروی ۱۵ Ib در ناحیه مولر در مدل با دو ایمپلنت عمودی و کانتی‌لور ۷ mm



شکل ۶. الگوی توزیع استرس با نیروی ۱۵ Ib در ناحیه مولر در مدل با دو ایمپلنت عمودی و کانتی‌لور ۱۳ mm

تحلیل استرس به روش اجزاء محدود سه بعدی
این مرحله توسط نرم‌افزار ABAQUS V6-9 انجام پذیرفت. محل اعمال نیرو، ناحیه فوسای دیستالی پرمولر اول (با نیروی ۱۵ Ib) و ناحیه فوسای مرکزی مولر اول (با میزان نیروی ۳۰ Ib و به صورت عمودی و یک‌طرفه بود. این نیروها در محدوده نیروی جوشی نرمال اکلوژالی و نزدیک به حداکثر نیرو در بیماران با اوردنچر ایمپلنت بودند [۲۰]. اولین مولر به دلیل این‌که حداکثر نیروی اکلوژالی اغلب در این ناحیه اتفاق می‌افتد، انتخاب شد [۲۱، ۲۲]. اولین پرمولر به علت اعمال قدامی‌تر نیرو انتخاب شد؛ زیرا غذا غالباً بین پرمولر و مولرها جویده می‌شود [۲۳].

توزیع تنش استخوان اطراف ایمپلنت و استخوان ریج بی‌دندان، به تفکیک طول کانتی‌لور (۰ mm و ۷ mm و ۱۳ mm) در مدل ارزیابی شد. شرایط مرزی در انتهای دیستالی سطح زیرین مدل در محدوده ۳۰ mm (شرایط نزدیک به محل اتصال عضله ماستر و پتریگوئید میانی) در نظر گرفته شد. آنالیز هر مدل، توسط کامپیوتر با نوع Cpu AMD-Athlon TM-64 Processor - 3200+2.00 GHZ برابر با ۲ GB صورت گرفت.

یافته‌ها

الگوی توزیع استرس در مدل با اعمال نیروی ۱۵ Ib در ناحیه پرمولر

در الگوی توزیع استرس، در مدل با اعمال نیروی ۱۵ Ib در ناحیه پرمولر، استرس بیشتری در سمت اعمال نیرو وجود داشت و با افزایش طول کانتی‌لور، تغییری در الگوی توزیع استرس مشاهده نشد. بیشترین میزان استرس در ریج بی‌دندان خلفی سمت اعمال نیرو در ناحیه پرمولر وجود داشت که با نزدیک شدن به قسمت دیستالی ریج استرس کاهش یافت. مقادیر استرس در ریج بی‌دندان و اطراف ایمپلنت‌ها در جدول ۲ آمده است.

الگوی توزیع استرس در مدل با اعمال نیروی ۱۵ Ib در ناحیه مولر

الگوی توزیع استرس در اشکال ۴ تا ۶ آمده است. الگوی توزیع

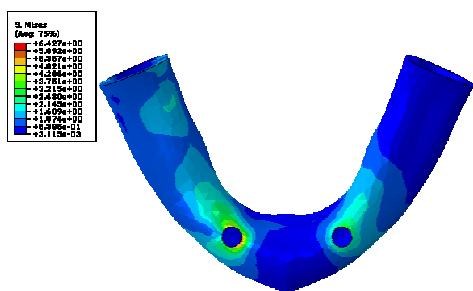
جدول ۲. مقادیر استرس ایجاد شده در اثر اعمال نیرو در مدل‌های با دو ایمپلنت در حالات مختلف بر حسب مگاپاسکال

نیروی ۳۰ Ib در ناحیه فوسای مرکزی مولر اول			نیروی ۱۵ Ib در ناحیه فوسای مرکزی مولر اول			نیروی ۱۵ Ib در ناحیه فوسای دیستال پرمولر اول			مقادیر و محل اعمال نیرو	
ج	ب	الف	ج	ب	الف	ج	ب	الف	محل تحلیل استرس	انواع حالات ایمپلنت و زیرساختار
۱/۶۴۴	۳/۲۵۹	۶/۹۸۲	۸/۴۴ × ۱۰-۱	۱/۴۵۳	۳/۰۶۹	۳/۷۲۵ × ۱۰-۱	۱/۱۹۷	۱/۵۳۱	بدون کانتی‌لور	انواع حالات ایمپلنت و زیرساختار
۱/۷۲۰	۳/۴۰۳	۶/۴۲۷	۹/۲۰۳ × ۱۰-۱	۱/۶۴۹	۲/۷۸۹	۳/۸۳۵ × ۱۰-۱	۱/۲۰۶	۱/۶۲۸	کانتی‌لور ۷mm	انواع حالات ایمپلنت و زیرساختار
۱/۷۳۶	۳/۹۰	۶/۲۸۴	۹/۲۴۳ × ۱۰-۱	۱/۹۳۷	۲/۷۵۸	۳/۸۴۱ × ۱۰-۱	۱/۲۳۰	۱/۶۴۷	کانتی‌لور ۱۳mm	انواع حالات ایمپلنت و زیرساختار

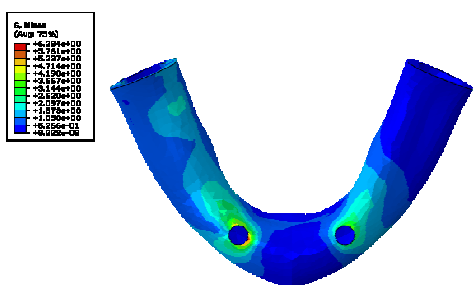
الف) استخوان اطراف ایمپلنت سمت اعمال نیرو

ب) استخوان اطراف ایمپلنت سمت مخالف نیرو

ج) ریج بی‌دندان خلفی سمت اعمال نیرو



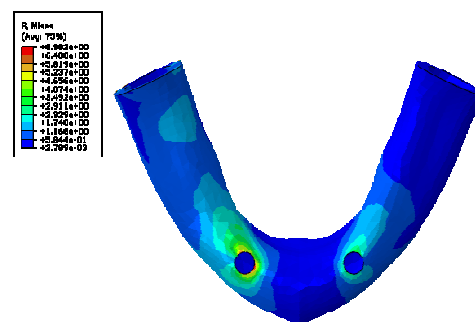
شکل ۸. الگوی توزیع استرس با نیروی ۳۰ Ib در ناحیه مولر در مدل با دو ایمپلنت عمودی و کانتی‌لور ۷ mm



شکل ۹. الگوی توزیع استرس با نیروی ۳۰ Ib در ناحیه مولر در مدل با دو ایمپلنت عمودی و کانتی‌لور ۱۳ mm

الگوی توزیع استرس در مدل با اعمال نیروی ۳۰ Ib در ناحیه مولر

الگوی توزیع استرس در اشکال ۷ تا ۹ آمده است. الگوی توزیع استرس در این مدل با نمونه اعمال نیروی ۱۵Ib در ناحیه مولر مشابه بود. با افزایش طول کانتی‌لور، تغییری در الگوی توزیع استرس مشاهده نشد ولی عرض نواحی با استرس بیشتر، با افزایش طول کانتی‌لور افزایش یافت. حداکثر استرس در ریج بی‌دندان خلفی سمت اعمال نیرو در دیستال ایمپلنت همان سمت و در ناحیه مولر قرار داشت. مقادیر استرس در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها و ریج بی‌دندان در جدول ۲ آمده است.



شکل ۷. الگوی توزیع استرس با نیروی ۳۰ Ib در ناحیه مولر در مدل با دو ایمپلنت عمودی و بدون کانتی‌لور

بحث

با اعمال نیروی ۱۵Ib در ناحیه فوسای دیستالی پرمولر اول در مدل، با افزایش طول کانتی‌لور، میزان استرس اطراف ایمپلنت

انتهایی همان سمت منتقل کرده است که شاید علت آن، اجازه چرخش بیشتر بیس انتهای آزاد، در پروتز Plunger نسبت به نوع دیگر باشد.

مطالعه فوق نوع اتچمنت مورد استفاده در نوع حرکات پروتز و میزان استرس وارده به ایمپلنت‌ها را، بسیار مؤثرتر دانست.

با توجه به پژوهش‌های صورت گرفته، می‌توان بیان کرد که قابلیت ارتجاعی و میزان حرکت پروتز در اوردنچرها، امکان دارد الگوی استرس متفاوتی نسبت به آنچه در پروتزهای ثابت پیش‌بینی می‌شود، ایجاد نماید. در پروتزهای کاملاً ثابت با افزایش طول کانتی‌لور، استرس بیشتری روی ایمپلنت‌های مجاور تولید می‌شود [۲۷-۲۵]. این در حالی است که در مطالعات Merisck-Oetterli [۱۰] و همکاران [۱۱] اثر گسترش بار دیستالی بر اوردنچرهای فک پایین متکی بر دو ایمپلنت، به ترتیب بر بزرگی و میزان استرس و میزان موفقیت بالینی، ناچیز بود.

در پژوهش حاضر، در اکثر حالات افزایش طول کانتی‌لور، استرس استخوان اطراف ایمپلنت مجاور کانتی‌لور تحت اعمال نیرو را کاهش داده در حالت‌هایی که استرس با افزایش طول کانتی‌لور در این ناحیه افزایش یافت، میزان آن جزیی بود.

براساس مطالعات قبلی و پژوهش حاضر پیش‌بینی مقدار استرس در اوردنچرها به علت طبیعت متحرک بودنشان، به سادگی پروتزهای ثابت امکان‌پذیر نمی‌باشد. علاوه بر آن با بیشتر شدن خاصیت ارتجاعی پروتز و میزان حرکت پروتز، این غیرقابل پیش‌بینی بودن افزایش می‌یابد. در این پژوهش به علت استفاده از فضا ساز، حرکت پروتز جزء دسته (3- Prosthesis movement) PM-3 محسوب می‌شود [۲۸].

ولی همان طور که از نتایج پژوهش بر می‌آید، نمی‌توان الگوی ثابتی را برای اوردنچرهای با سیستم بار و کلیپ همراه با فضا ساز در پیش‌بینی میزان استرس با افزایش طول کانتی‌لور در استخوان اطراف پایه‌ها ارایه داد. با توجه به یافته‌های مطالعه حاضر به نظر می‌رسد شرایط مخربی که افزایش طول کانتی‌لور در مورد پروتزهای ثابت متکی بر ایمپلنت ایجاد می‌کند، در مورد اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت به همان شدت نباشد و شاید بتوان در بیماران نیازمند به گیر و ثبات بیشتر، کانتی‌لور را در طرح اوردنچر مندیبل متکی بر دو ایمپلنت اسپلینت شده وارد کرد. با این حال مطالعات بالینی بیشتری برای تأیید صحت این

سمت اعمال نیرو، افزایش یافت و میزان استرس وارده به استخوان اطراف ایمپلنت سمت مخالف نیرو و ریج بی‌دندانی خلفی در مدل، با شیب ملایمی افزایش یافت.

با اعمال نیروی ۱۵Ib و ۳۰Ib در ناحیه دندان مولر اول، با افزایش طول کانتی‌لور، استرس استخوان اطراف ایمپلنت سمت اعمال نیرو، کاهش یافت و استرس اطراف ایمپلنت سمت مخالف نیرو، افزایش یافت.

از آنجا که در اعمال نیرو در ناحیه مولر، میزان استرس اطراف ایمپلنت سمت اعمال نیرو، بیش از استرس اطراف ایمپلنت سمت مخالف نیرو می‌باشد، شاید افزایش طول کانتی‌لور در توزیع بهتر استرس بین دو ایمپلنت مؤثر باشد.

استخوان ریج بی‌دندان خلفی با اعمال نیروی ۱۵Ib در ناحیه مولر با افزایش طول کانتی‌لور از ۵mm به ۷mm میزان استرس بیشتری را نشان داد.

در مطالعه Sadowsky و همکار [۲۴] به بررسی فتوالاستیک اوردنچر فک پایین متکی بر ۴ ایمپلنت با چهار طرح انکور ریج پرداختند. از سیستم اتچمنت بار با کانتی‌لور ۱۱/۵mm و بار بدون کانتی‌لور، همراه با کلیپ، بدون استفاده از فضا ساز و با استفاده از فضا ساز استفاده شده بود.

در مورد بار با کانتی‌لور و بدون کانتی‌لور، استفاده از فضا ساز و عدم استفاده از آن با توجه به تعداد چین‌های استرس ایجاد شده، مشخص شد که فضا ساز اجازه تماس دقیق روسازه با ریج بی‌دندان خلفی قبل از بارگذاری را می‌دهد. در عدم استفاده از فضا ساز استرس بیشتری به مدل بار با کانتی‌لور نسبت به مدل بار بدون کانتی‌لور به اباتمنت دیستالی وارد شد. این در حالی است که بدون کانتی‌لور، گیر و ثبات کم بوده و حمایت کمتری از بیس دنچر، روی ساختارهای آناتومیک حساس به دست می‌آید [۲۴].

در مطالعه دیگری از Sadowsky و همکار [۱۴] استرس استخوان اطراف ایمپلنت در چهار طرح اوردنچر ایمپلنت (دو طرح گیر clip و pluger) و دو طرح قرارگیری ۲ و ۳ ایمپلنت همراه با کانتی‌لور ۷ mm بررسی شد. در مطالعه آن‌ها از سیستم اتچمنت کلیپ Hader استفاده گردید. که در نهایت مشخص شد پروتز Plunger متکی بر دو ایمپلنت، نسبت به پروتز Clip متکی بر سه ایمپلنت، استرس یکنواخت‌تری را به ایمپلنت

وارد شده به ریح بی‌دندان افزایش و استرس وارد شده به ایمپلنت‌ها کاهش می‌یابد. در مطالعه آن‌ها محل اعمال نیرو مستقیماً روی ایمپلنت‌های محل پرمولر دوم و مولر دوم بود. که با پژوهش حاضر در افزایش مقدار استرس وارد به ریح بی‌دندان با خلفی‌تر شدن محل نیرو، همسو است. ولی نتایج آن در مورد استرس استخوان اطراف ایمپلنت مشابه نیست.

با وجودی که روش آنالیز اجزاء محدود، روشی مفید در ارزیابی رفتار مکانیکی بافت‌های پیچیده که تحت نیروهای بارگذاری پیچیده قرار گرفته‌اند می‌باشد، ولی محدودیت‌هایی دارد که مرتبط با لزوم ساده‌سازی مدل می‌باشد. نتایج پژوهش حاضر باید با توجه به محدودیت‌های مدل موجود تفسیر گردد. محدودیت‌های مطالعه شامل: شکل استوانه‌ای صاف ایمپلنت، رفتار ایزوتروپیک الاستیک و خطی مواد مورد استفاده و آناتومی تقریبی استخوان و مخاط بود.

نتیجه‌گیری

با توجه به محدودیت‌های مطالعه حاضر نتایج ذیل به دست آمد:

- ۱- افزایش طول کانتی‌لور، الگوی مشخصی را در تغییر میزان استرس استخوان اطراف ایمپلنت‌ها و ریح بی‌دندان نشان نداد و الگوی توزیع استرس با افزایش طول کانتی‌لور تغییر نکرد.
- ۲- حداکثر استرس در استخوان اطراف ایمپلنت سمت اعمال نیرو مشاهده شد.
- ۳- با افزایش طول کانتی‌لور و اعمال نیرو در ناحیه مولر، میزان استرس اطراف ایمپلنت تحت اعمال نیرو کاهش یافت، ولی استرس اطراف ایمپلنت سمت مخالف، افزایش پیدا کرد.
- ۳- با تغییر محل اعمال نیرو از قدام به خلف استرس وارد به ریح بی‌دندان خلفی افزایش یافت.
- ۴- با افزایش مقدار نیرو از ۱۵Ib به ۳۰Ib در ناحیه مولر، الگوی توزیع استرس در نمونه‌ها تغییر نکرد؛ ولی مقدار استرس به طور یکنواخت در همه نواحی افزایش یافت.

امر ضروری است. در پژوهش حاضر طول مشخصی برای کانتی‌لور مطلوب در اوردنچرهای فک پایین متکی بر دو ایمپلنت مشخص نشد.

براساس این مطالعه در مدل دو ایمپلنت بدون کانتی‌لور، بار منفرد، موازی با محور کندیلی بود که میزان استرس وارد شده به آن نسبت به سایر مدل‌ها (به طور واضح در محل اعمال نیرو در ناحیه مولر) کمتر نبود و این امر برخلاف نظر عده‌ای از محققان بود که بر اهمیت طراحی بار منفرد موازی با محور لولایی خلفی تأکید می‌کنند [۲۸، ۲۹]. البته باید توجه داشت که در این مطالعه شرایط مرزی مشابه واقعیت و همچنین مدل‌سازی از کندیل‌ها صورت نگرفته است.

با اعمال نیرو در ناحیه مولر حداکثر استرس در ناحیه ایمپلنت سمت اعمال نیرو، مشاهده شد؛ که میزان آن بیش از استخوان اطراف ایمپلنت سمت مخالف و آن هم بیشتر از استرس استخوان ریح بی‌دندان بود. در اکثر مطالعات، بررسی توزیع استرس اطراف پایه‌های اوردنچر، با وجود طرح پروتز در همه آن‌ها، حداکثر استرس در استخوان اطراف ایمپلنت دیستالی سمت اعمال نیرو مشاهده شد [۳۰، ۳۴، ۱۰، ۷]. در هیچ یک از این مطالعات، شرایط کاملاً مشابه با پژوهش حاضر نبود و شاید خاصیت متحرک بودن و ارتجاعی بودن پروتز، الگوی استرس غیرقابل پیش‌بینی را در این زمینه ایجاد کرده باشد. اما نتایج پژوهش حاضر با مطالعات مطرح شده، هماهنگ است. در مطالعه Kenney و همکار [۳۱] که بر اوردنچرهای متکی بر دو ایمپلنت با سیستم بار و کلیپ (استفاده از فضا‌ساز ذکر نشده بود)، از طریق آنالیز فتوالاستیک انجام گرفت، الگوی استرس فوری در اعمال نیروی ۲۵Ib و ۵۰Ib روی هر دو ایمپلنت ظاهر شد ولی با افزایش نیرو به ۷۵Ib و ۱۰۰Ib، استرس، در ایمپلنت سمت اعمال نیرو متمرکز شد. در مطالعه Federick و همکار [۱۵] روی اوردنچر متکی بر دو ایمپلنت، نشان داده شد که با اعمال خلفی‌تر نیرو، استرس

References

1. Mericske-Stern R, Zarb GA. Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. Int J Prosthodont 1993; 6(2): 203-8.
2. 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.
3. Batenburg RH, Raghoobar GM, Van Oort RP, Heijdenrijk K, Boering G. Mandibular overdentures supported by

- two or four endosteal implants. A prospective, comparative study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1998; 27(6): 435-9.
4. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(4): 539-45.
 5. Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent* 2004; 91(5): 421-7.
 6. Preiskel HW. *Overdentures made easy: a guide to implant and root supported prostheses*. 1st ed. London: Quintessence; 1996. p. 73-5.
 7. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander SJ, De Cooman M, Puers R, Naert I. In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clin Oral Investig* 1999; 3(4): 201-7.
 8. den Dunnen AC, Slagter AP, de Baat C, Kalk W. Adjustments and complications of mandibular overdentures retained by four implants. A comparison between superstructures with and without cantilever extensions. *Int J Prosthodont* 1998; 11(4): 307-11.
 9. Dolder EJ. The bar joint mandibular denture. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1961; 11(4): 689-707.
 10. Mericske-Stern R. Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-D in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8(2): 142-51.
 11. Oetterli M, Kiener P, Mericske-Stern R. A longitudinal study on mandibular implants supporting an overdenture: the influence of retention mechanism and anatomic-prosthetic variables on periimplant parameters. *Int J Prosthodont* 2001; 14(6): 536-42.
 12. el Sheikh AM, Hobkirk JA. Force transmission in bar-retained implant-stabilised mandibular over-dentures: an in-vitro study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002; 10(4): 173-8.
 13. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belsler U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11 (Suppl 1): 108-25.
 14. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent* 2004; 92(4): 328-36.
 15. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996; 76(6): 624-32.
 16. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007; 97(6 Suppl): S35-S43.
 17. Greco GD, Jansen WC, Landre JJ, Seraidarian PI. Stress analysis on the free-end distal extension of an implant-supported mandibular complete denture. *Braz Oral Res* 2009; 23(2): 182-9.
 18. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13(3): 334-41.
 19. Maeda Y, Wood WW. Finite element method simulation of bone resorption beneath a complete denture. *J Dent Res* 1989; 68(9): 1370-3.
 20. Haraldson T, Jemt T, Stalblad PA, Lekholm U. Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *Scand J Dent Res* 1988; 96(3): 235-42.
 21. Pruim GJ, de Jongh HJ, ten Bosch JJ. Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *J Biomech* 1980; 13(9): 755-63.
 22. Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res* 1977; 85(3): 200-8.
 23. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res* 1998; 77(10): 1832-9.
 24. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 2000; 84(3): 327-34.
 25. Ogawa T, Ogimoto T, Koyano K. Validity of the examination method of occlusal contact pattern relating to mandibular position. *J Dent* 2000; 28(1): 23-9.
 26. Mailath-Pokorny G, Solar P. Biomechanical of endosseous implant. In: Watzek G, editor. *Endosseous implants: scientific and clinical aspects*. 1st ed. Chicago: Quintessence Pub Co; 1996. p. 291-318.
 27. McAlarney ME, Stavropoulos DN. Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3): 332-43.
 28. Misch CE. The edentulous mandible: an organized approach to implant-supported overdenture. In: Misch CE, editor. *Contemporary implant dentistry*. 3rd ed. Mosby: Elsevier; 2008. p. 293-313.
 29. Wright PS, Watson RM. Effect of prefabricated bar design with implant-stabilized prostheses on ridge resorption: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(1): 77-81.
 30. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994; 71(5): 493-9.
 31. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998; 80(5): 559-64.

Effect of cantilever length on stress distribution around implants in overdentures supported by two implants

Behnaz Ebadian*, Ramin Mosharraf, Nilofar Khodaeian

Abstract

Introduction: Reducing stress on implants in overdentures supported by two implants via optimal stress distribution is necessary. The aim of this study was to evaluate stress distribution pattern around implants in overdentures supported by two implants with varying cantilever lengths using finite element analysis.

Materials and Methods: The model used in this experimental-analytical study was an implant-supported overdenture with bar and clip attachment system on an edentulous mandibular arch. Two vertical implants with cantilever lengths of 0 mm, 7 mm, and 13 mm were connected by a bar. Vertical loads of 15 and 30 pounds were applied unilaterally to the first molar and 15 pounds to the first premolar; the stress in bone was analyzed by finite element method.

Results: In the 7-mm and 13-mm cantilever models loaded by 15 lb on the molar area, the stress values around the ipsilateral implants were 2.78 and 2.75 MP, respectively, compared to 3.06 MP in the model without cantilever. By loading a 30-lb force in the molar area, stress values around the ipsilateral implants were 6.9, 6.42 and 6.28 MP in no cantilever, 7-mm and 13-mm cantilever models, respectively. No uniform pattern of stress distribution was seen by increasing the cantilever length; however, increasing cantilever length did not increase stress around the ipsilateral implant.

Conclusion: Within the limitations of this study, increasing cantilever length did not increase stress values, especially around the ipsilateral implants and it may be helpful to use cantilevers in cases of mandibular overdentures supported by splinted implants with insufficient retention and stability. Based on the findings of this study, optimal cantilever length in mandibular overdentures cannot be determined.

Key words: Biomechanics, Computerized simulation, Dental implant, Finite element analysis, Overdenture, Stress analysis methods.

Received: 9 Mar, 2011

Accepted: 18 Apr, 2011

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

Email: ebadian@dnt.mui.ac.ir

Journal of Isfahan Dental School 2011; 7(2): 186.