

تعیین اثر زاویه بین محور طولی ایمپلنت ITI از نوع Narrow Neck با بار وارد شده به آن بر میزان و توزیع استرس استخوان اطراف ایمپلنت به روش اجزای محدود

۱: استادیار، گروه پروتز، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران.
 ۲: نویسنده مسؤؤل: دستیار تخصصی، گروه ارتودنטיکس، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران. Email: atieh_h99@yahoo.com
 ۳: دندان پزشک، اصفهان، ایران.

محمد آذریان^۱علی نصری^۲محمد اظهري^۳

چکیده

مقدمه: استفاده روزافزون از ایمپلنت‌های دندانی و تحول عظیمی که در زندگی بیماران ایجاد کرده باعث شده تا مطالعات زیادی بر روی آن صورت بگیرد. در این مطالعه میزان استرس‌های ایجاد شده در مجموعه‌ی ایمپلنت-فک در اثر اعمال نیروی ۱۰۰ نیوتن و تحت زوایای مختلف بررسی شد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی تحلیلی از یک مدل سه‌بعدی شامل استخوان فک پایین به علاوه ایمپلنت استفاده شد. ایمپلنت انتخاب شده از نوع narrow neck و استرس در اطراف آن در سه نقطه A (گردن ایمپلنت)، B (میان ایمپلنت) و C (اپکس ایمپلنت) بررسی شد. اعمال بار با زوایای ۰ تا ۳۰ درجه و با روند افزایشی ۵ درجه انجام شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون‌های آماری Friedman، آنالیز واریانس یک‌طرفه انجام شد ($\alpha = 0/05$).

یافته‌ها: با افزایش زاویه‌ی اعمال بار از ۰ تا ۳۰ درجه استرس ایجاد شده در اطراف ایمپلنت افزایش یافت. در همه زوایا استرس در ناحیه‌ی گردن ایمپلنت بیشتر از ناحیه‌ی میانی و در ناحیه‌ی میانی بیشتر از ناحیه اپکس ایمپلنت گزارش شد.

نتیجه‌گیری: با افزایش زاویه‌ی نیرو بیشترین استرس در ناحیه گردن ایمپلنت یعنی نزدیک‌تر به محل اعمال نیرو و دورتر از مرکز مقاومت، و کمترین استرس در ناحیه‌ی اپیکال مشاهده شد.

کلید واژه‌ها: ایمپلنت دندانی، تحلیل استرس، روش اجزای محدود.

تاریخ پذیرش: ۹۵/۷/۶

تاریخ اصلاح: ۹۵/۷/۱

تاریخ ارسال: ۹۵/۳/۴

استناد به مقاله: آذریان م، نصری ع، اظهري م: تعیین اثر زاویه بین محور طولی ایمپلنت ITI از نوع Narrow Neck با بار وارد شده به آن بر میزان و توزیع استرس استخوان اطراف ایمپلنت به روش اجزای محدود. مجله دانشکده دندان پزشکی اصفهان، ۱۳۹۵، ۴(۱۲)، ۳۸۹-۳۸۲.

مقدمه

استفاده از ایمپلنت‌ها در بازسازی بی‌دندانی‌های کامل و پارسیل باعث بهبود عملکرد جویدن، افزایش رضایت بیماران در مقایسه با پروتزهای متحرک یا ثابت متکی بر دندان‌های سالم و در نهایت بالا رفتن کیفیت زندگی آنها شده است. انتخاب اول در بازسازی بی‌دندانی‌های پارسیل، پروتزهای ثابت با حمایت ایمپلنت یا دندان به تنهایی می‌باشد. اما شرایطی مثل محدودیت‌های آناتومیک برای قراردادی ایمپلنت، شکست استواینتگریشن در یکی از ایمپلنت‌ها، نقص در استخوان آلوئولار، عدم موافقت بیمار با آگمنتاسیون ریج و محدودیت‌های اقتصادی بیمار اتصال ایمپلنت به دندان را ناگزیر می‌کند (۱، ۲).

علت اصلی مشکلات بیومکانیکال ناشی از نوع اتصال به استخوان است ایمپلنت‌ها به صورت محکم به استخوان متصل هستند (استواینتگریشن) در حالی که دندان‌ها دارای پیوندتال لیگامن با خواص ویسکوالاستیک کاملاً متفاوت هستند. در نتیجه الگوی توزیع استرس و استرین در استخوان اطراف ایمپلنت و دندان به دنبال جویدن متفاوت خواهد بود (۳).

استرس‌های داخلی پدید آمده در سیستم ایمپلنت و بافت بیولوژیک احاطه‌کننده‌اش تحت نیروی اعمال شده تأثیر به‌سزایی بر ماندگاری طولانی مدت ایمپلنت در محیط زنده دارد. تعیین حداکثر استرس در سیستم ایمپلنت دندانی و بافت‌ها، بینش ارزشمندی را در ارتباط با نواحی مستعد شکست در ایمپلنت و مستعد آتروفی در استخوان در اختیار ما قرار خواهد داد.

راه حل‌های جبران اختلاف جابجایی دندان و ایمپلنت به منظور کاهش استرس در اطراف ایمپلنت‌ها شامل استفاده از اتصال‌دهنده‌های غیر سخت، عناصر جذب استرس در ایمپلنت‌ها می‌باشد (۱، ۳، ۴). بعضی محققین معتقد هستند انعطاف‌پذیری ذاتی پروتز و ایمپلنت‌ها اختلاف جابجایی بین دندان و ایمپلنت را جبران می‌کند و اتصال سخت را توصیه می‌کنند (۴).

یکی از مسائلی که در ایمپلنت بوجود می‌آید زاویه قرار گرفتن ایمپلنت نسبت به باری که به آن وارد می‌شود و نتیجه آن بر روی توزیع استرس ایجاد شده اطراف ایمپلنت است. Himmlová و همکاران (۵)، aggi و همکاران (۶) در تحقیقات خود به این نتیجه رسیدند که حداکثر استرس در اطراف گردن ایمپلنت وجود دارد. Amornvit و همکاران (۷) در بررسی اثر زاویه نیرو بر توزیع استرس به روش اجزای محدود و با تغییر زاویه ۰، ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه نشان دادند که با افزایش زاویه استرس زیاد می‌شود. در مطالعه‌ای که با روش اجزای محدود توسط Watahabe و همکاران (۸) انجام شد، افزایش زاویه منجر به افزایش استرس در استخوان شد و ایمپلنت در معرض گشتاور خمشی قابل ملاحظه‌ای قرار داشت.

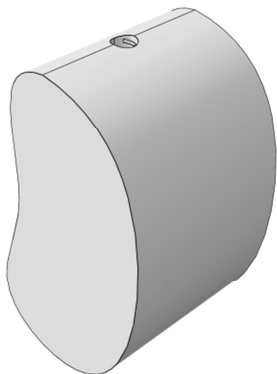
روش اجزای محدود، یک روش عددی بوده و قادر است استرس و استرین‌هایی را که در سرتاسر اجزای سه بعدی ایجاد می‌شود مشخص کند (۹).

با توجه به اینکه توزیع استرس اطراف ایمپلنت در سه نقطه در سطح گردن ایمپلنت، میانه ایمپلنت و اپکس ایمپلنت می‌باشد که با تغییر زاویه به صورت افزایشی استرس‌ها به وجود می‌آید بنابراین در مطالعه حاضر سعی شده که با مدلسازی به روش اجزای محدود به تعیین اثر زاویه بین محور طولی ایمپلنت با بار وارد شده به ایمپلنت بر میزان و توزیع استرس در استخوان اطراف ایمپلنت پرداخته شود و بر اساس فرضیه صفر استرس وارده به مجموعه ایمپلنت تحت تأثیر زاویه بین بار و محور طولی ایمپلنت قرار نمی‌گیرد.

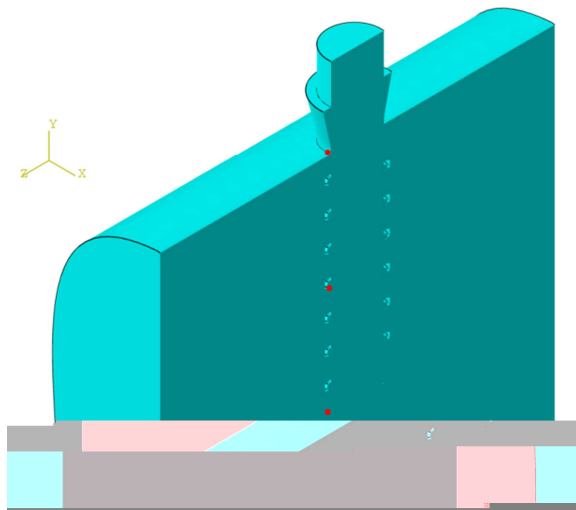
مواد و روش‌ها

در این مطالعه تجربی-تحلیلی از یک مدل سه بعدی شامل استخوان فک پایین همراه ایمپلنت استفاده شد. استخوان کورتیکال استخوان مندیبل، ضخامتی برابر با ۳ میلی‌متر در نظر گرفته شد. ایمپلنت در ناحیه مولر دوم فک قرار گرفت. ایمپلنت مدل شده در این تحقیق ایمپلنت ITI (ITI,

مگاسکال با زوایای متفاوت ۰، ۵، ۱۰، ۱۵، ۲۰، ۲۵ و ۳۰ درجه در مرکز ایمپلنت وارد شد و تنش ایجاد شده در هر نقطه مورد تحلیل قرار گرفت و برای هر یک از زوایای وارد شده، نمودار استرس در نقاط A، B و C با یکدیگر مقایسه گردید (شکل ۲). انتخاب این زوایا به صورت یک روند افزایشی از زاویه ۰ تا ۳۰ درجه می‌باشد.



شکل ۱: مدل استخوان در نرم افزار ABAQUS



شکل ۲: مدل شبیه سازی شده ی سه نقطه ی A، B و C در

نرم افزار ABAQUS

در مطالعات اجزای محدود بررسی‌ها بر روی مدل انجام می‌شود. این مقاله در هریک از نقاط روی ایمپلنت ۷ زاویه در نظر گرفته شده که با توجه به ۳ نقطه ۲۱ نمونه به دست آمده که با استفاده از آزمون‌های آماری رابطه بین افزایش

Narrow Neck (Straumann, Switzerland, Basel) از نوع neck می‌باشد که به دلیل وسعت استفاده و اعتبار ایمپلنت‌های ITI از این نوع ایمپلنت استفاده گردید. جهت مدلسازی ایمپلنت ITI از اطلاعات منتشر شده توسط کارخانه سازنده (Straumann, Standard Implant, 10mm SLA) استفاده شد.

روش تحلیل اجزای محدود که بیشتر در رشته‌های مهندسی و مکانیک کاربرد دارد و در آن یک جسم مرکب به اشکال هندسی ساده‌تر تقسیم می‌شود. به عبارت دیگر در این روش تعداد محدودی عناصر ساختاری مجزا در تعداد محدودی نقاط (گره‌ها) به یکدیگر مرتبط و متصل می‌شوند. برای المان‌بندی (مش‌بندی) به منظور تحلیل تنش در روش اجزای محدود، طرح مورد آزمایش باید به اجزای هندسی کوچکتری تقسیم شود که در نرم‌افزار معمولی برای تحلیل استرس این اجزا می‌توانند به شکل چهار ضلعی یا سه ضلعی باشند که هر کدام از آنها المان نامیده می‌شوند. قابل ذکر است که در این تحلیل از المان‌های tetrahedral یا چهارضلعی استفاده شده است.

هر المان با المان‌های مجاورش در اضلاع و رئوس مشترک خواهد بود. هر کدام از رئوس که در اصل متعلق به چندین المان مجاور می‌باشد گره (node) نامیده می‌شود. المان‌بندی دارای یک سری اصول و قواعد می‌باشد که رعایت آنها برای انجام برنامه تحلیل ضروری است. به عنوان مثال در هیچ کدام از اضلاع المان نباید گره آزاد وجود داشته باشد. به عبارت دیگر هر گره باید حداقل در سه المان مجاور سهیم باشد. وجود حتی یک گره آزاد در طرح المان‌بندی روند تحلیل کامپیوتری را متوقف خواهد کرد (شکل ۱).

بعد از آماده شدن مدل شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار ABAQUS/CAE, Ansys Inc,) ABAQUS (Pennsylvania, USA) نقاط A (گردن ایمپلنت)، B (میانه‌ی گردن و ناحیه اپیکال ایمپلنت) و C (ناحیه اپیکالی ایمپلنت) روی ایمپلنت در نظر گرفته شد. نیروی ۱۰۰

استرس تحت زوایای مختلف بسیار اندک و تقریباً ثابت به دست آمد. در ادامه میزان استرس ایجاد شده در اثر اعمال نیروی ۱۰۰ مگاپاسکال و با زوایای یکسان، در سه نقطه‌ی A، B و C با هم مقایسه گردید. در زاویه ۰ درجه میزان تنش ایجاد شده در نقطه‌ی A بیشتر از نقطه‌ی B و در نقطه‌ی B بیشتر از نقطه‌ی C می‌باشد.

نتایج در زوایای ۵، ۱۰، ۱۵، ۲۰، ۲۵ و ۳۰ درجه مشابه نتیجه‌ی به دست آمده در مورد قبل، بیشترین تنش را در نقطه‌ی A (گردن ایمپلنت) و کمترین تنش را در ناحیه‌ی C (اپکس) گزارش می‌کند (جدول ۱).

بر اساس آزمون آنالیز واریانس میانگین استرس وارد شده در نقاط مختلف (A، B و C) با هم یکسان نبوده است ($p\text{value} < ۰/۰۰۱$) و در مقایسه دو به دویی گروه‌ها، میانگین استرس در نقطه‌ی A بطور معنی‌داری بیشتر از نقاط B و C بوده است، در نقطه‌ی B نیز تنش بیشتر از C بود ولی اختلاف آنها معنی‌دار نبود ($p\text{value} > ۰/۰۰۵$).

آنالیز فریدمن نشان داد در نقطه‌ی A بین زاویه بار وارد شده و مقدار استرس رابطه خطی مستقیم وجود داشت ($r = ۰/۹۹$ و $p\text{value} < ۰/۰۰۱$) و در نقاط B و C بین زاویه بار وارد شده و مقدار استرس وارد شده رابطه معنی‌داری مشاهده نشد.

زاویه اعمال بار و استرس ایجاد شده اطراف ایمپلنت به دست آید.

تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون‌های آماری آنالیز واریانس یک‌طرفه، روش اندازه‌های تکرارشونده Friedman و نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ تجزیه و تحلیل شدند و سطح معنی‌دار ($\alpha = ۰/۰۵$) در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

میزان تنش به دست آمده در نقطه‌ی A تحت زاویه‌ی ۰، ۵، ۱۰، ۱۵، ۲۰، ۲۵ و ۳۰ درجه به ترتیب ۳۶۱/۵، ۶۶۶/۴، ۹۶۶/۲، ۱۲۵۸/۷، ۱۵۴۱/۶، ۱۸۱۲/۷ و ۲۰۷۰/۱ مگاپاسکال به دست آمد. میزان تنش به دست آمده در نقطه‌ی B تحت زوایای مذکور به ترتیب ۶/۷، ۷/۰، ۷/۴، ۷/۸، ۸/۲، ۸/۵ و ۱۰/۸ مگاپاسکال گزارش شد (شکل ۳) در حالی که در نقطه‌ی C، مقدار استرس در این زوایا به ترتیب ۲/۲، ۲/۷، ۲/۸، ۲/۹، ۳/۷، ۳/۸ و ۸/۸ مگا پاسکال اعلام گردید.

در نقطه‌ی A، افزایش میزان استرس به دنبال افزایش زاویه‌ی اعمال نیرو مشاهده شد. حال آنکه در نقطه‌ی B کاهش بسیار ناچیز استرس در اثر افزایش زاویه دیده شد که این کاهش معنی‌دار نبود و می‌توان گفت در نقطه‌ی B استرس تقریباً ثابت بوده است. در نقطه‌ی C (ناحیه اپیکال) نیز

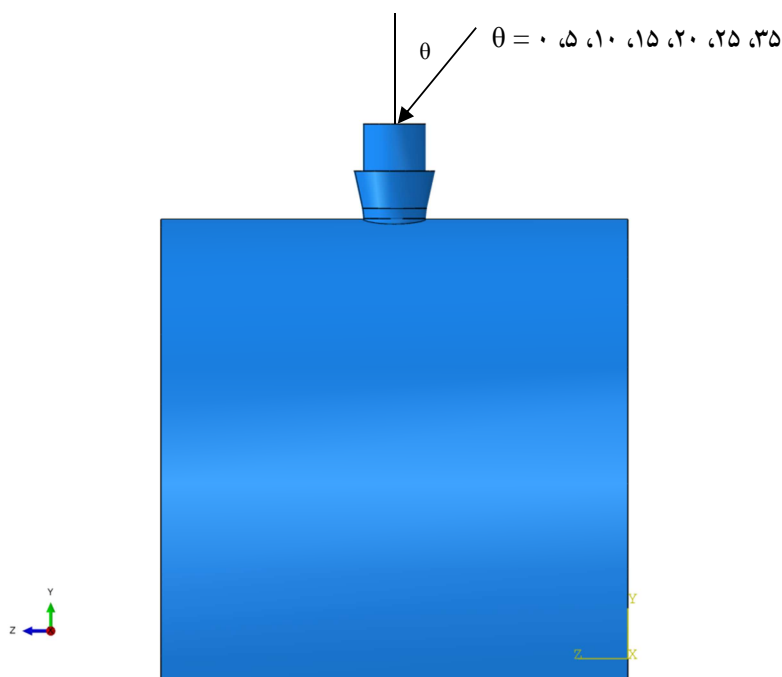
جدول ۱: مقایسه توزیع تنش در سه نقطه‌ی A، B و C در زوایای مختلف نیرو (مگا پاسکال)

زاویه اعمال شده	A	B	C
۰	۳۶۱/۵۹۸	۱۰/۱۰۳	۳/۷۷۳
۵	۶۶۶/۴۴۶	۸/۵۷۸	۳/۸۱۸
۱۰	۹۶۶/۲۷۹	۸/۲۰۳	۲/۷۵۴
۱۵	۱۲۵۸/۷۴	۷/۸۲۱	۲/۸۱۵
۲۰	۱۵۴۱/۶۳	۷/۴۴۳	۲/۸۶۱
۲۵	۱۸۱۲/۷۸	۷/۰۸۲	۲/۸۹۲
۳۰	۲۰۷۰/۱۴	۶/۷۵۴	۲/۹۰۷

A: گردن ایمپلنت

B: میانه‌ی گردن و ناحیه اپیکال ایمپلنت

C: ناحیه اپیکالی ایمپلنت



شکل ۳: مدل مجموعه ی ایمپلنت- فک و اعمال نیرو در نرم افزار ABAQUS

بحث

(۱۰). ۲- اختلاف جابجایی و ایمپلنت دندان که باعث اثر

کانتی لوری بر پایه ایمپلنت می شود (۱۱).

Sevimay و همکاران (۱۲) و Baggi و همکاران (۶) نیز در مطالعات جداگانه در بررسی استرس در ایمپلنت حداکثر استرس در اطراف گردن ایمپلنت عنوان کردند و این در حالی است که استرس به سمت اپکس در اطراف ایمپلنت کاهش می یابد که با نتایج مطالعه حاضر مطابقت دارد.

بر اساس نتایج مطالعه حاضر تغییر زاویه ی اعمال بار به عنوان یک عامل مؤثر بر ایجاد استرس در اطراف ایمپلنت نقش دارد که در مطالعات قبلی کمتر به چشم می خورد.

افزایش زاویه نیروی وارد شده باعث افزایش قابل توجه در استرس اطراف ایمپلنت در ناحیه گردن آن شد. در حالی که در ناحیه ی میانی و اپکس ایمپلنت تغییرات بسیار ناچیز و بدون معنی بود.

به نظر می رسد علت این امر دور شدن از منطقه ی اعمال نیرو و کاهش اثر نیرو در این نواحی می باشد. در واقع مرکز مقاومت مجموعه ی ایمپلنت و فک در ناحیه ی یک سوم

بر اساس نتایج مطالعه ی حاضر و با رد فرضیه صفر، پس از مدل سازی ایمپلنت و اعمال نیرو بر آن توسط روش تحلیل اجزای محدود، بیشترین استرس در اطراف ایمپلنت در ناحیه ی گردن آن مشاهده شد.

استفاده روزافزون از ایمپلنت های دندانی باعث شده تا مطالعات زیادی بر روی آن صورت بگیرد. از آن جمله بررسی استرس های ایجاد شده در اطراف ایمپلنت می باشد. وجود این استرس ها منشأ آثار زیانباری برای ایمپلنت های دندانی می باشد.

یکی از عوامل مهم بعد از قرارگیری ایمپلنت در فک جهت نیرویی است که از دندان مقابل بر ایمپلنت وارد می شود. بطور کلی میزان و تجمع تنش در اطراف ایمپلنت بیشتر از دندان است و علل آن شامل: ۱- عدم وجود PDL (Periodontal Ligament) و اثر بالشتکی آن در اطراف ایمپلنت می باشد. لیگامان پر یودنتال باعث محو استرس های دندان و جابجایی عمودی و افقی آن می شود، در نتیجه قسمت اعظم نیروهای جویدن به ایمپلنت منتقل می شود

که با زاویه ۴۵ درجه قرار گرفته بود نیرو وارد کردند، افزایش زاویه منجر به افزایش استرس در استخوان شد و ایمپلنت در معرض گشتاور خمشی قابل ملاحظه‌ای قرار داشت.

در واقع در اکثر مطالعاتی که ایمپلنت‌ها بطور مجزا تحت بارگذاری قرار گرفته بودند با زاویه‌دار کردن ایمپلنت‌ها استرس در استخوان افزایش یافته است (۱۶، ۱۷) که نتایج این مطالعات تأییدکننده‌ی نتایج به دست آمده در تحقیق حاضر می‌باشد.

در بیشتر مطالعاتی که نتایج متفاوت به دست آمده بود و زاویه‌دار کردن ایمپلنت‌ها تأثیری در توزیع تنش در اطراف ایمپلنت نداشت، ایمپلنت‌ها اسپلینت شده و به عنوان جزیی از یک پروتز ساپورت‌شونده با ایمپلنت قرار گرفته بودند. که در این صورت توزیع ایمپلنت‌ها و سختی پروتز خمشی ایمپلنت را کاهش خواهد داد (۱۸-۲۰).

از محدودیت‌های مطالعه می‌توان به محدودیت ناشی از مدل‌سازی، محدودیت ناشی از مش زدن اجزا، محدودیت ناشی از ورود خصوصیات اجزا، محدودیت ناشی از مدل‌سازی نوع اتصالات و محدودیت ناشی از پروسس مدل‌ها اشاره کرد.

در انتها پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده به بررسی تنش ایجاد شده در ایمپلنت تحت اعمال بار به صورت باکولینگوالی و در مقادیر مختلف و به بررسی تنش ایجاد شده در اطراف ایمپلنت در انواع ایمپلنت‌های wide neck و regular neck پرداخته شود.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به دست آمده، با افزایش زاویه‌ی نیرو بیشترین استرس در ناحیه گردن ایمپلنت یعنی نزدیک‌تر به محل اعمال نیرو و دورتر از مرکز مقاومت، و کمترین استرس در ناحیه‌ی اپیکال مشاهده شد.

اپیکالی ایمپلنت می‌باشد و این به این معنی است که کمترین نیرو و جابجایی در این ناحیه اتفاق می‌افتد. به همین دلیل با افزایش زاویه‌ی اعمال بار نیز تغییر محسوسی در استرس اطراف این ناحیه دیده نمی‌شود. اما هر چه به سمت کروئال ایمپلنت پیش می‌رویم با دور شدن از مرکز مقاومت و نزدیک شدن به منطقه‌ی اعمال نیرو، افزایش زاویه‌ی بار وارده شده به مجموعه‌ی ایمپلنت و فک، منجر به ایجاد استرس بیشتر در ناحیه‌ی گردن ایمپلنت می‌گردد.

علی‌خاصی و همکاران (۱۳) که به ارزیابی میزان استرس و استرین روی استخوان باکال تحت سه عامل کیفیت، کمیت استخوان باکال و زاویه قرارگیری ایمپلنت پرداختند به این نتیجه رسیدند که میزان استرس / استرین با کاهش زاویه محور بارگذاری نسبت به محور ایمپلنت کاهش می‌یابد و به صورت متقارن پخش می‌شود ولی در عین حال کلینیسین باید کیفیت و کمیت نوع استخوان و قطر ایمپلنت را در زمان گذاشتن ایمپلنت در نظر داشته باشد که این نتایج همسو با نتایج مطالعه حاضر در مورد زاویه ایمپلنت می‌باشد. عبادیان و همکاران (۷) در بررسی اثر اسپلینت و زاویه ایمپلنت‌ها بر توزیع استرس استخوان اطراف ایمپلنت و جسم ایمپلنت نشان دادند که اسپلینت کردن ایمپلنت‌ها باعث کاهش استرس همه ایمپلنت‌ها می‌شود. زاویه‌دار شدن ایمپلنت‌های اسپلینت نشده باعث کاهش استرس در جسم ایمپلنت و استخوان شده در صورتی که در ایمپلنت‌های اسپلینت شده باعث افزایش استرس می‌شود. این نتایج با نتایج مطالعه حاضر مطابقت ندارد که بر طبق مقاله عبادیان و همکاران (۱۴) شاید بتوان دلیل آن را زاویه مزیالی ایمپلنت دانست که باعث کاهش حالت کانتی‌لور شده و باعث تفاوت نتایج به دست آمده شده است. Clelland و همکاران (۱۵) در بررسی توزیع با استفاده از سه ابانمنت زاویه‌دار به این نتیجه رسیدند که افزایش زاویه ایمپلنت باعث افزایش می‌شود.

در مطالعه‌ای که با روش اجزای محدود توسط Watahabe و همکاران (۸) انجام شد و آنها بر ایمپلنتی

References

1. Zhiyong L, Arataki T, Shimamura I, Kishi M. The influence of prosthesis designs and loading conditions on the stress distribution of tooth-implant supported prostheses. *Bull Tokyo Dent Coll* 2004; 45(4):213-21.
2. Dalkiz M, Zor M, Aykul H, Toparli M, Aksoy S. The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants. *Implant Dent* 2002; 11(3):293-300.
3. Ozcelik T, Ersoy AE. An investigation of tooth/implantsupported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *J Prosthodont* 2007; 16(2):107-16.
4. Lin CL, Wang JC, Kuo YC. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *J Biomech* 2006; 39(3):453-63.
5. Himmlová L, Dostálová T, Kácvovský A, Konvicíková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(1):20-5.
6. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008; 100(6):422-31.
7. Amornvit P, Rokaya D, Keawcharoen K, Thongpulsawasdi N. Influence of Different Angulations of Force in Stress Distribution in Implant Retained Finger Prosthesis: A Finite Element Study. *World Applied Sciences Journal* 2014;30 (4): 481-485 .
8. Watahabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003; 91(1): 31-6.
9. Craig RG, Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials*. 13th ed. Philadelphia: Elsevier/Mosby; 2012.
10. 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.
11. Bechelli AH. The osseointegrated prosthesis-combination of osseointegrated implants and natural teeth in fixed prosthesis. *J Oral Implantol* 1992;18:62-5.
12. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005;93(3):227-34.
13. Alikhasi M, Siadat H, Geramy A, Hassan-Ahangari A. Stress distribution around maxillary anterior implants as a factor of labial bone thickness and occlusal load angles: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol* 2014;40(1):37-41.
14. Ebadian B, Mosharraf R, Abbasi S, Memar Ardestani P, Farzin M. The effect of implant angulation and splinting on stress distribution in implant body and supporting bone: A finite element analysis. *Eur J Dent* 2015;9(3):311-8.
15. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont* 1995; 4(2):95-100.
16. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite element analysis. *Quintessence Int* 1996; 27(9): 591-8.
17. Federick DR, Caputo AA. Effects of over denture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996; 76(6): 624-32.
18. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant – supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: A biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(3): 511-7.
19. Daellenbach K, Hurley E, Brunski JB, Rangert B. Biomechanics of in – line VS. offset implants supporting a partial prosthesis. *J Dent Res* 1996; 75: 1327.
20. Satoh T, Maeda Y, Komiyuma Y. Biomechanical Rational for Intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral maxillofac Implants* 2005; 20(4): 533-9.

Determining the effect of the angle between the ITI implant long axis and its load on stress distribution and magnitude in peri-implant bone using finite element analysis

Mohammad Azarian¹

Ali Nasri²

Mohammad Azhari³

1. Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Khorasgan Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran.

2. **Corresponding Author:** Postgraduate Student, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Khorasgan Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran.

Email: atieh_h99@yahoo.com

3. DDS, Isfahan, Iran.

Abstract

Introduction: Ever-increasing use of dental implants and the changes they have brought about in patients' lives have prompted many studies on dental implants. The aim of this study was to investigate the effect of a 100-mpascal force at different load angles on stress distribution in implant–jaw assembly, using finite element analysis.

Materials & Methods: In this experimental analytical study, a three dimensional model consisting of the mandible and a narrow-neck ITI implant was used. Peri-implant stress was evaluated at three points of A (implant neck), B (the middle of the implant) and C (implant apex). The load was applied from 0° to 30° on the implant with a 5° increase rate of the angle. Analysis of data was carried out with one-way ANOVA and Friedman test ($\alpha = 0.05$).

Results: Increasing the angle of load from 0W to 30° increased the stress around the implant. At all the angles the amount of stress in the implant neck was higher than the middle area, which in turn was higher than the apical area.

Conclusion: An increase in the load angle resulted in the highest amount of stress in the implant neck, i.e. the closest area to the force application site and away from the center of resistance, with the least stress in the apical area.

Key words: Dental Implants, Stress Analysis, Finite Element Analysis.

Received: 24.5.2016

Revised: 22.9.2016

Accepted: 27.9.2016

How to cite: Azarian M, Nasri A, Azhari M. Determining the effect of the angle between the ITI implant long axis and its load on stress distribution and magnitude in peri-implant bone using finite element analysis. J Isfahan Dent Sch 2016; 12(4): 382-389.