

ارزیابی توزیع فشار پیرامون ایمپلنت‌های دندانی در دو روش بار اتچمنت به وسیله المان محدود

منصور ریسمانچیان^{*}، منصور دخیل علیان^{*}، احسان قاسمی^{*}، جابر یقینی^{**}

^{*} استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی، دانشکده‌ی دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی ترابی نژاد دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی اصفهان
^{**} استادیار گروه آموزشی پروتودانتیکس دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی ترابی نژاد دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

چکیده

بیان مساله: زمانی که از ایمپلنت‌ها برای پشتیبانی آوردنچر استفاده می‌شود، توزیع مناسب نیروها برای به حداقل رساندن فشار وارد بر ایمپلنت ضروری است.

هدف: از بررسی کنونی، ارزیابی توزیع فشار پیرامون ایمپلنت‌های دندانی پایه‌ی آوردنچر در دو روش متفاوت بار اتچمنت (ITI (Dolder) و OT با استفاده از روش المان محدود (Finite Element) بود.

مواد و روش: در این پژوهش توصیفی، توزیع فشار پیرامون ایمپلنت‌ها در یک مندیل بی دندان با دو روش بار اتچمنت (OT بی فاصله گذار (spacer) و ITI (Dolder) با فاصله‌گذار) با استفاده از الگوی المان محدود (Finite-Element (FEM) همه‌ی فک پایین بررسی شد. در این الگو از دو ایمپلنت اندواسئوس در ناحیه‌ی کاین‌ها استفاده گردید. ایمپلنت‌ها یک بار با فاصله‌ی دو میلی‌متر از بافت نرم پوشاننده‌ی ریج بی دندانی به یکدیگر متصل شد و یک نیروی عمودی، که مقدار آن به تدریج از صفر تا 50 نیوتن افزایش می‌یافت، به مولر نخست سمت چپ وارد شد و توزیع فشار ارزیابی گردید.

یافته‌ها: در هر دو روش، بار اتچمنت OT و ITI (Dolder) حداکثر میزان فشار فون میسس (Von mises) در استخوان کورتیکال مجاور گردن ایمپلنت دیده شد و مقدار فشار برای بار اتچمنت OT (6/114 مگاپاسکال) بیشتر از ITI (Dolder) (3/896 مگاپاسکال) بود.

نتیجه گیری: نتایج این بررسی المان محدود سه بعدی بیانگر آن است، که استفاده از بار اتچمنت گونه‌ی ITI (Dolder) با فاصله‌گذار از نظر توزیع فشار پیرامون ایمپلنت‌های پایه‌ی آوردنچر بهتر از بار اتچمنت OT است.

واژگان کلیدی: بار اتچمنت ITI (Dolder) و OT، روش المان محدود، ایمپلنت

درآمد

و حداکثر آن در بار - اتچمنت دیده می‌شود⁽¹²⁾.

مریک اشترن (Mericke Stern) و همکاران در یک بررسی المان محدود، توزیع فشار پیرامون ایمپلنت‌های دندانی در اوردنچرهای مندیبل با بار و بال اتچمنت را بررسی کردند. آنها به این نتیجه رسیدند، که تمرکز فشار در الگوهای با یا بی بار چندان تفاوتی ندارد و اثر جهت نیروهای جوییدن مهم‌تر است⁽¹³⁾.

مینی کوچی (Meinicucci) و همکاران از یک الگوی المان محدود سه بعدی استفاده کردند تا توزیع فشار را در استخوان پیرامون ایمپلنت در اوردنچرهایی، که گیر آنها با دو گیر بر روی بار یا دو بال اتچمنت بود، مقایسه کنند. آنها نتیجه گرفتند، که اندازه-ی فشار در بال - اتچمنت نسبت به بار - اتچمنت کمتر است⁽¹⁴⁾.

روش‌هایی برای ارزیابی فشار پیرامون ایمپلنت‌های دندانی وجود دارد، که می‌توان به بررسی‌های فتوالاستیک، ارزیابی المان محدود و اندازه‌گیری کرنش در سطح استخوان اشاره کرد. استفاده از الگوی المان محدود، دارای برتری‌هایی، چون امکان بازسازی دقیق اشکال هندسی پیچیده، امکان دستکاری و تغییرات ساده‌ی الگو و بازسازی الگوی درونی فشار و دیگر کمیت‌های مکانیکی است⁽¹⁴⁻²¹⁾. بنابراین، در این بررسی از آزمون المان محدود استفاده شد تا در یک الگوی سه بعدی از مندیبل بی دندان الگوی توزیع فشار در دو گونه بار اتچمنت متفاوت بررسی گردد.

مواد و روش

در این بررسی توصیفی برای بازسازی دقیق کانتور استخوان، که بتواند بیانگر ژئومتری استخوان باشد، از مندیبل یک جسد تازه‌ی انسان 70 ساله با تحلیل استخوان ریج آلوتولار استفاده شد. الگوی المان محدود که در این بررسی استفاده شد، یک ساختار پیچیده‌ی چند لایه، شامل مخاط، استخوان کورتیکال و استخوان اسفنجی بود. ایمپلنت‌های استوانه‌ای (با قطر 4/1 و طول 12 میلی‌متر) و بار ITI (Dolder) با فاصله‌گذار و بار ماتریکس اندازه‌ی کوچک (ITI; Institute Straumann AG و Waldenburg, Switzerland) و بار OT Retentive yellow clip (OT BAR MULTIUSE assortment) (021OBM, RHEIN83, Italy) با سطح بالایی گرد انتخاب شد. همانند شرایط بالینی آپکس به گونه‌ای طراحی شد، که در تماس با لایه‌ی کورتیکال پایینی باشد. ایمپلنت‌ها در ناحیه‌ی کانین‌ها عمود بر ریج قرار گرفتند. فاصله‌ی ایمپلنت‌ها از هم، درست مانند

اوردنچرهای با پشتیبانی ایمپلنت به دلیل سادگی، غیرتهاجمی بودن و هزینه‌ی مناسب آنها یک روش درمانی مطلوب است⁽¹⁾. در بیماری، که با دست دندان کامل مشکل دارند، اوردنچرهای با پشتیبانی ایمپلنت یک روش درمانی مناسب است^(2, 3 و 4). وجود اتچمنت، گیر اوردنچر را بر روی ایمپلنت افزایش می‌دهد، اما باعث انتقال نیروهای عمودی و یا افقی بر ایمپلنت می‌شود⁽⁵⁾.

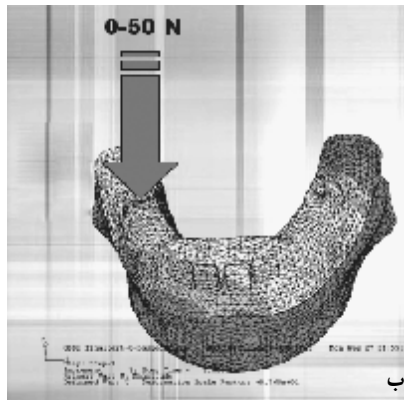
عوامل بیومکانیک نقشی مهم در ماندگاری استخوان پیرامون ایمپلنت دارند⁽⁶⁾. نیروهای وارد بر پروتز به ایمپلنت منتقل می‌شود و در نتیجه، باعث ایجاد فشار در استخوان پیرامون ایمپلنت می‌گردد. بافت استخوان در پاسخ به نیروهای مکانیکی بازسازی می‌شود. این فشار ممکن است سازنده یا ویرانگر باشد. اندازه‌ی ناچیز فشار باعث دیسوز آتروفی عدم کاربرد و اندازه‌ی زیاد آن موجب نکرور فشاری و سرانجام، شکست ایمپلنت گردد⁽⁷⁾.

یک بررسی بالینی نشان داده، که بارگذاری بیشتر از اندازه‌ی ایمپلنت‌ها باعث تحلیل استخوان مارژینال می‌شود⁽⁸⁾. بارگذاری بیشتر از اندازه در جای تماس ایمپلنت و استخوان، به عنوان یکی از دلایل احتمالی تحلیل استخوان پیرامون ایمپلنت و از دست رفتن استواینتگریشن مطرح شده است⁽⁹⁾. تحلیل استخوان کرسنال و شکست فوری ایمپلنت‌ها پس از بارگذاری، بیشتر نتیجه‌ی فشار بیشتر از اندازه در جای تماس ایمپلنت و استخوان است⁽¹⁰⁾. طراحی اوردنچرهای با پشتیبانی ایمپلنت باید به گونه‌ای باشد، که توزیع فشار پیرامون ایمپلنت به گونه‌ای مناسب انجام پذیرد^(11 و 12).

یکی از عواملی، که بر اندازه‌ی نیروی انتقال یافته به ایمپلنت اثر می‌گذارد، گونه‌ی روش بار اتچمنت است. بنابراین، ارزیابی اندازه‌ی فشار بر استخوان پیرامون ایمپلنت پایه‌ی اوردنچر در طرح‌های گوناگون روش‌های بار اتچمنت دارای اهمیت بوده و در انتخاب یک روش بار اتچمنت مطلوب راهگشاست.

الشیخ (El-Sheikh) و همکاران، اثر طرح سوپراستراکچر را در انتقال نیرو در دو اوردنچر با پشتیبانی ایمپلنت بررسی کرده و به این نتیجه رسیدند، که ایجاد گیر بی استفاده از گیر، بر روی کانتی لور دیستالی باعث کاهش چشمگیر نیروهای فشاری بر روی ایمپلنت می‌گردد⁽¹¹⁾. آنان بیان کردند، که طرح سوپراستراکچر اثری چشمگیر در انتقال نیرو در اوردنچرهای مندیبل با پشتیبانی ایمپلنت دارد. آنها نیز، بیان کردند، که حداقل نیرو در بال - اتچمنت

دست آمد و به نرم افزار (CATIA) مدلینگ انتقال یافت. سپس، فرایند مدلینگ انجام گرفت و الگوی سه بعدی (دو مدل با دو گونه بار اتچمنت) به نرم افزار المان محدود (finite-element) (ABAQUS 6.4) انتقال یافت (نگاره ی 1-الف) و ویژگی های کشسانی، مانند ضریب یانگ (Young) و نسبت پویزون (Poison) برپایه ی منابع موجود تعیین شد (25، 26 و 27).



نگاره ی 1-الف: مش بندی در نرم افزار المان محدود (Finite-element) ب: شرایط بارگذاری در نرم افزار المان محدود

این بررسی، این بود، که همه ی ساختار به صورت ایزوتوپیک (Isotropic) و هموزن در نظر گرفته شد، ضمن این که، ضریب کشسانی به صورت خطی فرض گردید و ضخامت یکسانی از استخوان کورتیکال در همه ی نواحی لحاظ شد. روشن است، که در شرایط طبیعی این گونه نیست.

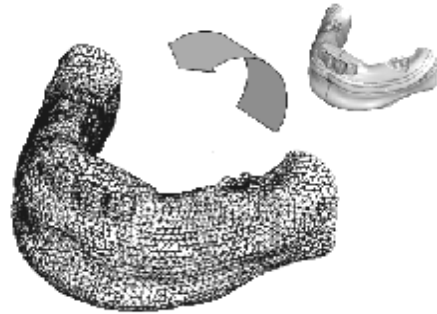
جدول 1: ویژگی های مواد

ماده	الگوی یانگ (مگاپاسکال)	نسبت پویسون (ν)
بارابامنت و ایمپلنت تیتانیومی	110000 (25)	0/035
استخوان متراکم	13700(26)	0/3
استخوان اسفنجی	7930(27)	0/3
مخاط	70(27)	0/3
کلیپ گیر زرد	2000(27)	0/3

یافته ها

نگاره های 2 (الف و ب) توزیع فشار در استخوان پیرامون ایمپلنت در انواع متفاوت بار اتچمنت در زیر نیروی 50 نیوتن را نشان می دهد. این نتایج در توزیع فشار در جدول 2 آورده شده اند.

فاصله ی میان کانتین های طبیعی، 22 میلی متر بود (22). بار متصل کننده موازی با پلن اکلوزال و عمود بر نیمساز زاویه ی میان دو ریج پستی بود تا اجازه ی چرخش پروتز را بدهد (23 و 24). بارها به گونه ای قرار گرفت، که فاصله ی لبه ی پایینی بار تا بافت نرم پوستانده ی ریج دو میلی متر باشد (10). سپس، یک اوردنچر با پشتیبانی بار ساخته شد. ویژگی های نقاط ابری الگوی آماده شده، با استفاده از ابزار نقطه برداری سه بعدی غیرتماسی ATOS II به

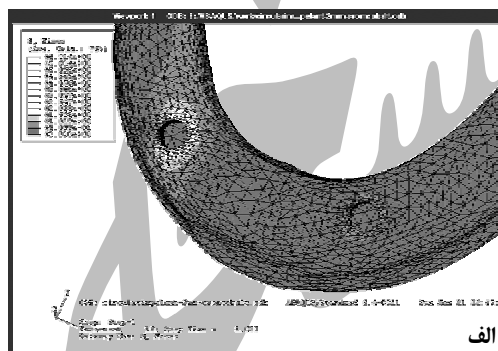
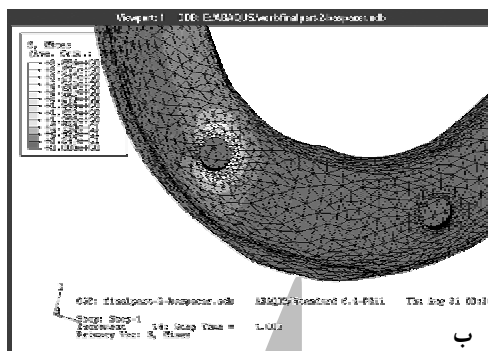


الف

به طور کلی، این الگو، شامل 31082 المان و 96635 گره بود. واکاوی با استفاده از رایانه ی Pentium IV 2400 رم 256 MB انجام شد. برای حفظ تقارن دو نیمه ی مندیبل، تنها المان های سمت راست مندیبل تعیین گردید. این گونه فرض شد، که یک اتصال ثابت میان ایمپلنت و استخوان در کل سطح تماس وجود دارد، که این به آن معناست، که در هر گونه بارگذاری، هیچ گونه حرکتی میان ایمپلنت و استخوان رخ نمی دهد. شرایط مرزی و بارگذاری به وسیله ی نرم افزار المان محدود اعمال شد. در الگوی المان محدود، ناحیه ی پشتیبانی مندیبل در قاعده ی آن (مرز پایینی) در فراسوی ناحیه ی تکیه گاه پروتز بود. میانگینی از نیروی جویدن بر روی اوردنچرها با پشتیبانی ایمپلنت وارد شد. همانند مقاله های همانند، نیرو به صورت یک سویه و عمود بر پلن اکلوزال در ناحیه ی فوسای مرکزی دندان مولر اول وارد شد (28، 29 و 30) و اندازه ی آن به تدریج از صفر تا 50 نیوتن افزایش یافت (نگاره ی 1-ب). با توجه به آن که، بهترین روش برای تفسیر نتایج FEA، استفاده از معیار فون میسس است، در این بررسی نیز، این معیار به کار گرفته شد (16 و 28). از محدودیت های

تیره شدن رنگ مشخص شده است. در همه‌ی روش‌های بار اتچمنت، تمرکز اصلی فشار در لایه‌ی کورتیکالی پیرامون گردن ایمپلنت بود و به همین دلیل، این مقطع در نگاره‌های 2- الف و ب نشان داده شده است.

در هر نگاره، نواحی‌ای که فشار برابر دارند با یک رنگ نشان داده شده و گستره‌ی فشار هم مشخص گردیده است. در این گستره نواحی با فشار بیشتر با رنگ روشن در نزدیکی ایمپلنت‌ها دیده می‌شود، که با افزایش فاصله از ایمپلنت‌ها کاهش فشار با



نگاره‌ی 2- الف: توزیع فشار در ITI (Dolder) Bar با فاصله گذار در زیر نیروی 50 نیوتن، ب: توزیع فشار در OT Bar بی‌فاصله گذار در زیر نیروی 50 نیوتن

جدول 2: اندازه‌ی فشار برای انواع مختلف سیستم های بار - اتچمنت در زیر نیروهای گوناگون

ITI (Dolder) (50N)	ITI (Dolder) (3.3 N)	ITI (Dolder) (0.5 N)	OT (50 N)	OT (3.3 N)	OT (0.5 N)	بار اتچمنت و اندازه‌ی نیرو
3/896	0/5298	0/2197	6/114	0/5053	0/1632	اندازه‌ی فشار (مگاپاسکال)

این مساله را این گونه می‌توان بیان کرد، که فاصله‌ی عمودی (Vertical gap) موجود در اتچمنت با فاصله گذار باعث تأخیر تماس‌های محوری در میان اجزای نر و مادگی اتچمنت می‌شود. بنابراین، در گونه‌ی با فاصله گذار جزئی از نیروی جوشی بر ایمپلنت‌ها استفاده می‌شود و بنابراین، خطر بار افزوده بر روی آنها کاهش می‌یابد. در این بررسی در هر دو گونه بار اتچمنت OT و ITI (Dolder) حداکثر اندازه‌ی فشار فون میسس (Von Mises) در استخوان کورتیکال مجاور گردن ایمپلنت دیده شد و این عدد برای بار اتچمنت OT بیشتر از ITI (Dolder) بود. نتایج کیفی این بررسی و دیگر بررسی‌های المان محدود سه بعدی آشکار می‌سازد، که اگر یک پیوند ثابت میان ایمپلنت و استخوان فرض شود، حداکثر اندازه‌ی فشار در استخوان کورتیکال پیرامون ایمپلنت ایجاد می‌شود^(6, 8, 9, 10). به نظر می‌رسد، که کاهش اندازه‌ی فشار در بار ITI (Dolder) به دلیل آزادی در حرکت چرخشی دنچر است، که این خود، ناشی از استفاده از فاصله گذار در این گونه اتچمنت است. به سخن دیگر، فاصله‌ی عمودی موجود در اتچمنت با فاصله گذار

بحث

گرچه پیوند میان بار افزوده و شکست ایمپلنت به خوبی آشکار شده است⁽⁷⁻¹⁰⁾، اما پیوند دقیق میان گونه‌ی بار اتچمنت و توزیع فشار به خوبی شناخته شده نیست. در بررسی کنونی، الگوی از مندیل با پشتیبانی ایمپلنت فراهم شد تا اثر گونه‌ی بار اتچمنت با آزمون المان محدود ارزیابی شود. بررسی‌هایی همانند در منابع دیده نشد.

مریک اشترن در یک بررسی درون دهانی بر روی آوردنچر با پایه‌ی دو ایمپلنت مشاهده کرد، که پیرامون هر دو ایمپلنت در هر سه بعد فضایی و در شرایط متفاوت آزمایش اتچمنت قابل ارتجاع نیروی کمتر وارد می‌کند⁽³²⁾.

در بررسی‌های دیگر، که بر روی الگوی آوردنچر مندیل متکی بر ایمپلنت برای مقایسه‌ی ساز و کارهای گیرزا به وسیله‌ی گیج کرنش انجام گرفت، به این نتیجه رسیدند، که روش‌های قابل ارتجاع کمترین نیرو و گشتاور (Moment) را بر ایمپلنت‌ها وارد می‌کنند⁽³³⁻³⁵⁾.

نتیجه گیری

با توجه به محدودیت‌های این بررسی نتایج زیر گرفته شد:
 1) در همه‌ی شرایط، حداکثر اندازه‌ی فشار در استخوان کرستال پیرامون ایمپلنت دیده شد. 2) اندازه‌ی فشار در بار OT بی فاصله گذار بیشتر از بار (Dolder) ITI با فاصله گذار بود. بنابراین، برای کاهش فشار در بیماران دارای اوردنچر با پشتیبانی ایمپلنت، استفاده از بار اتچمنت گونه (Dolder) ITI با فاصله گذار پیشنهاد می‌شود.

سپاسگزاری

با سپاس از همکاری مرکز تحقیقات علوم دندانپزشکی پرفسور ترابی نژاد و معاونت محترم پژوهشی دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان که پژوهشگران را صمیمانه در انجام این بررسی یاری دادند.

باعث تاخیر تماس‌های محوری در میان اجزای نر و مادگی اتچمنت می‌شود. بنابراین، جزیی از نیروی جوشی بر ایمپلنت‌ها وارد می‌شود و خطر بار افزوده بر روی آنها کاهش می‌یابد. این در حالی است، که در طراحی بار اتچمنت OT، فاصله گذار به کار نمی‌رود و همین امر، باعث آزادی کمتر در حرکات اوردنچر و انتقال بیشتر فشار به بار اتچمنت می‌گردد.

با وجودی که، جهت نیروهای جوشی در کاهش حداکثر اندازه‌ی فشار مؤثر است، اما به دلیل نبود امکان تغییر جهت این نیروها در بیماران، کاهش میزان فشار با تغییر طرح بار اتچمنت ضروری به نظر می‌رسد⁽²³⁾. همان‌گونه، که در دیگر بررسی‌های همانند نیز، بیان شده، بررسی‌های المان محدود در شرایط ویژه و محدودی انجام می‌گیرد، که برای از میان بردن این محدودیت‌ها ارزیابی بالینی و پرتونگاری آینده ضروری است.

References

1. Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, et al. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 513-522.
2. Mericske-Stern R, Zarb GA. Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 203-208.
3. Geertman 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: 194-200.
4. 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 Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 33-42.
5. 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: 228-236.
6. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 843-848.
7. 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: 491-496.
8. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3: 104-111.
9. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997; 23: 104-111.
10. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1998. p. 109-134, 175-204, 207-217, 329-343, 595-608.
11. 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: 173-178.
12. 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: 45-50.
13. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 375-383.
14. 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: 369-376.
15. 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: 144-150.
16. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Stress analysis techniques in complete dentures. *J Dent* 1994; 22: 259-264.
17. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983; 62: 155-159.

18. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. *J Biomed Mater Res* 1982; 16: 369-379.
19. 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: 25-31.
20. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 223-228.
21. 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: 234-240.
22. 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: 671-680.
23. Jennings KJ, Lilly P. Bar-retained overdentures for implants--technical aspects. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 380-384.
24. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. 1th ed. St. Louis: Mosby; 2005. p. 206-250.
25. Ichikawa T, Kanitani H, Wigiato R, Kawamoto N, Matsumoto N. Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 18-22.
26. 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: 361-364.
27. Papavasiliou GA. *Finite element analysis of stress induced fractures in bone around dental implants*. Chapel Hill: University of North Carolina; 1992. p54-58.
28. 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: 168-175.
29. 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: 218-225.
30. Hertel RC, Kalk W. Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 18-24.
31. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 435-441.
32. Mericske-Stern R. Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 36-43.
33. 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: 327-334.
34. Porter JA Jr, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 651-662.
35. 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: 369-376.