

بررسی نحوه پخش استرین در استخوان اطراف در آوردنچرهای یک و دو ایمپلنت به روش مدل سازی کامپیوتری آنالیز المانهای محدود

دکتر معصومه خوشحال*، دکتر فریبرز وفائی**، دکتر کوشا غلامرضایی***، دکتر سارا ترابی****
دکتر احسان مرشدی*****، دکتر پریسا علیرضایی*****

دریافت: ۹۴/۳/۱۸ پذیرش: ۹۴/۹/۱۴

چکیده:

مقدمه و هدف: برای اولین بار در یک مطالعه سه بعدی آنالیز المان محدود، توزیع استرین در استخوان اطراف ایمپلنت را در طرح درمان آوردنچر بر پایه یک واحد و دو واحد ایمپلنت و در حرکات جانبی و پیشگرایی، مورد بررسی قرار دادیم تا در نهایت علاوه بر اینکه شرایط واقعی تری از دهان را بازسازی کنیم، بتوانیم بهترین طرح را از لحاظ اصول بیومکانیک انتخاب کنیم.

روش کار: برای شبیه سازی مدل دندان-ایمپلنت و استخوان با استفاده از نرم افزار Caitia، طرح ۳ بعدی فک طراحی گشت و نیروی ۱۰۰ نیوتنی در حرکات پیشگرایی و جانبی به مدلهای دارای یک و دو ایمپلنت وارد گردید.

نتایج: در طرح یک ایمپلنت بیشترین میزان استرین کیفی در حرکات جانبی و در یک سوم سرویکال و باکال سمت غیر کارگر (۴۰۹۷ میکرومتر) و در طرح درمان دو ایمپلنت بالاترین میزان استرین در حرکات پیشگرایی در استخوان اطراف یک سوم اپیکالی سطح لینکوال ایمپلنت (۲۴۳۵ میکرواسترین) و در حرکات جانبی در استخوان اطراف یک پنجم اپیکالی سطح لینکوال و باکال ایمپلنت (۱۶۶۸ میکرواسترین) مشاهده گردید.

نتیجه نهایی: نتایج حاصله در این طرح نشان دهنده بیشتر بودن استرین و استرس در طرح تک واحدی نسبت به طرح دو ایمپلنت می باشد. این تفاوت در حرکات جانبی بیشتر شده و نشاندهنده استرین بیشتر در مجموعه تک ایمپلنت می باشد. این نتایج می تواند پیشنهاد استفاده از تک ایمپلنت در بیماران با نیروی جویدن حداقل و نیز در اکلوژن با حداقل نیروهای طرفی باشد.

کلید واژه ها: استرین / المان محدود / آوردنچر / ایمپلنت دندان

مقدمه:

ایمپلنت تأثیر می گذارد. در سالیان اخیر طرح درمان آوردنچر شامل یک ایمپلنت نیز به عنوان یک طرح درمان قابل قبول مطرح و پذیرفته شده است. بدیهی است کاهش هزینه در طرح یک ایمپلنت می تواند راه حل مناسبی برای بیمار باشد تا بتواند از ثبات بهتر پروتز در کنار هزینه کمتر یک ایمپلنت بهره برد (۳-۵).

در مطالعه ای که الزابیهها و همکارانش در سال ۲۰۱۱ به بررسی موفقیت بارگذاری زود هنگام در

امروزه درمانهای بیماران بی دندان به وسیله آوردنچرهای ایمپلنت یک طرح درمان ایدآل است (۱،۲). از دست رفتن استخوان اطراف ایمپلنت و از دست رفتن آن یکی از نگرانیهای دندانپزشک و بیماران است. بیومکانیک به عنوان یکی از فاکتورهای ثبات طولانی مدت ایمپلنت مطرح شده است. استرس های بارگذاری فانکشنال به صورت غیرقابل برگشت بر ریمودلینگ استخوان اطراف

* استادیار گروه پرودونتولوژی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان

** استادیار پروتزه های دندان، مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان

*** استادیار گروه پروتزه های دندان دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

**** دستیار گروه پروتزه های دندان دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان (parisa_alirezayi@yahoo.com)

***** دستیار گروه پروتزه های دندان دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شاهد

موجود برای ایمپلنت در پخش استرس دراستخوانهای اطراف ایمپلنت مؤثرتر است. از این رو ما در یک مطالعه سه بعدی Finite Element برای اولین بار، توزیع استرس در استخوانهای اطراف ایمپلنت را در طرح درمان یک واحد و دو واحد ایمپلنت و تمام حرکات فانکشنال، مورد بررسی قرار دادیم تا در نهایت علاوه بر اینکه شرایط واقعی تری از دهان را بازسازی کنیم، بتوانیم بهترین طرح از لحاظ اصول بیومکانیک را انتخاب کنیم و نیز مقایسه ای بین طرحهای یاد شده باشد تا تفاوت توزیع استرین بین آنها را شناسایی کنیم.

روش کار:

این مطالعه از نوع تجربی می باشد و برای شبیه سازی مدل دندان- ایمپلنت و استخوان از نرم افزار Catia V5 (Catia (R12, Dassault Systemes, Cedex, France) استفاده شد و به کمک برش های رادیو گرافی با تکنیک توموگرافی، طرح ۳ بعدی فک پایین طراحی گشت. ابتدا مرز استخوان های کنسلوس و کورتیکال در هر مقطع از تصاویر Ct (که از مندیبل یک بیمار واقعی به دست آمد) توسط یک نرم افزار گرافیکی (Sc2 Systems, San Jose, Usa) بدست آمد. پس از بدست آمدن منحنی مقاطع مختلف و تبدیل آنها بگونه ای که در نرم افزارهای مدل سازی قابل استفاده باشند، به کمک نرم افزارهای مدل سازی Solid Works (Works Corp, Dassault Systèmes, S.A. Vélizy, France) نرم افزار مدل سازی گروه (Cobalt™ 3d Modeling Nurbs (Nurbs Austin, Usa) مدل سه بعدی نهایی مندیبل برای آوردنچر یک و دو ایمپلنت ساخته شد. استخوان کورتیکال - کنسلوس، مخاط و آلیاژ تیتانیوم براساس خصوصیات فیزیکی از جمله ترکیب ساختاری و سطحی و ضریب الاستیسیته که از تحقیقات کلینیکی بدست آمده طراحی شد. نیروی ۱۰۰ نیوتنی در حرکات پیشگرایی و جانبی به مدلها وارد گردید. بر اساس Gysi Facet Theory نیروهای وارده بر اساس طرحهای تماس کاسپی روی فاست های بالانسینگ و قدامی طراحی شد. برای تحلیل مدل های نهایی، پس از اسمبل کردن مدل های خرد و مجزا، مدل های اسمبل شده نهایی، وارد نرم افزار (Ansys Workbench (Ansys, Inc, Southpointe) شدند. توسط نرم افزار تحلیل تنش (Ansys V11.0) میزان استرس در سطح ایمپلنت/ استخوان بررسی شد. در اغلب

آوردنچرهای متکی بر تک ایمپلنت در مندیبل با سایزهای متفاوت و سیستم های اتچمنت متفاوت پرداختند به این نتیجه رسیدند که استفاده از تک ایمپلنت در سایزهای متفاوت و با سیستم گیر های متفاوت می تواند در افراد بی دندان مسن یک درمان موفقیت آمیز باشد (۶).

آنالیز Finite Element بطور وسیعی برای بررسی اثرات استرین بر استخوان اطراف ایمپلنت های Osseointegrated استفاده شده و نتایج حاکی از آن بوده که استرس های ناشی از نیروهای ورتیکالی تأثیر زیادی بر استخوان crestal داشته و همین امر منجر به تحلیل استخوان crestal می شود. اما این مدلها در حقیقت ایمپلنت را در تراکولاهای کنسلوس نشان می دهند که تراکولاهای کنسلوس با میزان تماس ۱۰٪ با ایمپلنت، دارای مدولوس یانگ ۱۰ برابر کمتر از استخوان کورتیکال می باشند (۷-۹).

در یک آنالیز Finite Element که در سال ۲۰۱۳ توسط لیو و همکارانش در مورد تاثیر تعداد ایمپلنت بر رفتار بیومکانیک آوردنچرهای مبتنی بر ایمپلنت مندیبل انجام شد نتایج حاکی از این بود که آوردنچر متکی بر تک ایمپلنت مندیبل باعث تمرکز استرین مخرب در استخوان اطراف تک ایمپلنت نمی شود و ممکن است به عنوان یک انتخاب درمانی کم هزینه برای افراد بی دندان به شمار رود (۱۰). در مطالعه ای که پاسیا و همکارانش به فالو آپ ۱۱ بیمار دارای آوردنچر متکی بر تک ایمپلنت در مندیبل در طی ۶ سال پرداختند هیچ یک از ایمپلنت ها در طی این چند سال دچار شکست نشدند و بیشترین علت مداخله برای تعویض قطعات مربوط به گیر اتچمنت ها بود (۱۱). در یک مرور سیستماتیک دیگر که در مورد آوردنچرهای بر پایه تک ایمپلنت در میدلاین مندیبل در سال ۲۰۱۴ انجام گرفت، در یک دوره ۳ تا ۶۰ ماهه، در صد بقا ایمپلنت ها بین ۶۲/۵ تا ۱۰۰ درصد گزارش شد. بر اساس این تحقیق آوردنچر بر پایه تک ایمپلنت در میدلاین مندیبل می تواند یک درمان جایگزین مناسب بخصوص در افراد مسن تر باشد (۱۲).

به دلیل پیچیدگی ارتباط اجزای ایمپلنت و نحوه ارتباط آن با استخوان و با پروتز، بررسی آنالیز عناصر محدود (Finite Element Analysis) بهترین روش یافتن پاسخ این سؤال است که کدام یک از طرح درمان های

تماس لبه بالایی ایمپلنت و استخوان مشاهده گردید ($2435 \mu\epsilon$). همچنین بالاترین میزان استرس در ایمپلنت در یک سوم سرویکالی سمت دیستال و یک پنجم اپیکالی و یک پنجم سرویکالی سمت مزیاال ایمپلنت ها در حرکت پیشگرایی گزارش شد. بالاترین میزان استرس در استخوان در طی این حرکت در سمت دیستال در استخوان اطراف یک سوم اپیکالی سطح لینگوال ایمپلنت و در سمت مزیاال در تماس لبه بالایی ایمپلنت و استخوان و استخوان اطراف یک سوم باکالی ایمپلنت مشاهده شد (شکل ۲).

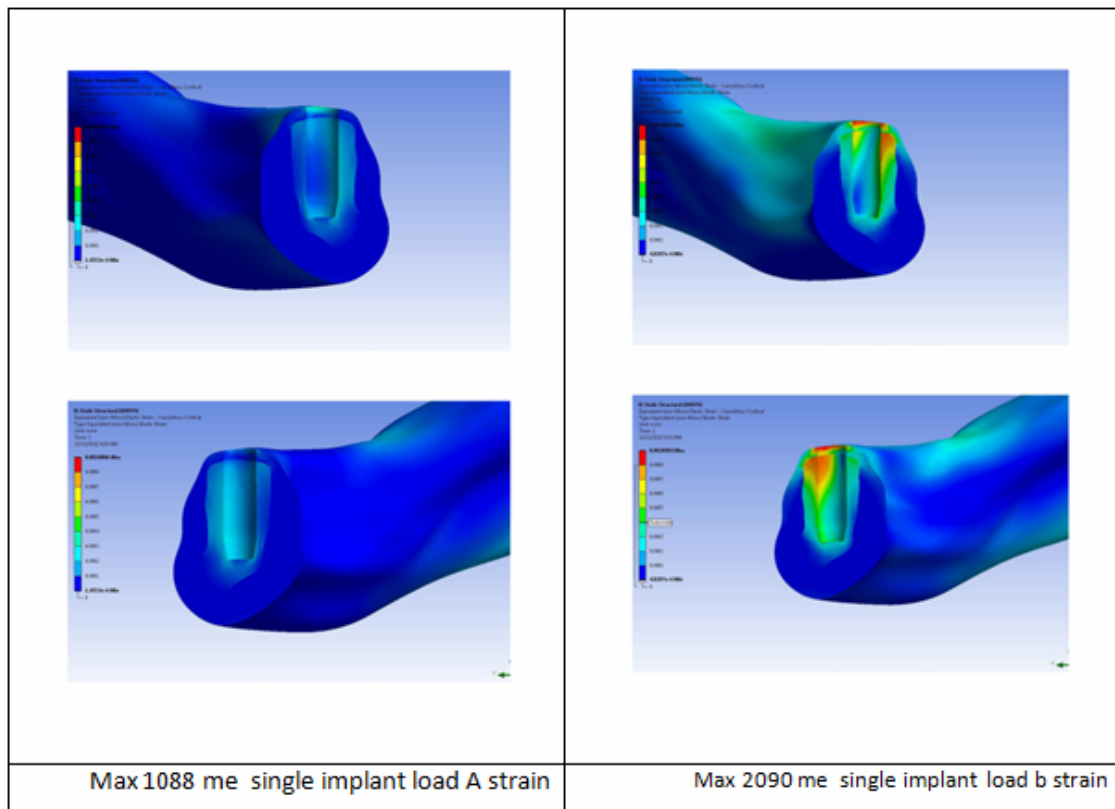
در طرح دو ایمپلنت در حرکات جانبی حداکثر استرس در سمت دیستال و مزیاال ایمپلنت ها در ناحیه سرویکال ایمپلنت و یک پنجم اپیکالی ایمپلنت و استخوان اطرافش ($1668 \mu\epsilon$) مشاهده شد. بالاترین میزان استرس در ایمپلنت در برش سمت دیستال ایمپلنت ها در ناحیه سرویکال و یک پنجم اپیکالی و در برش سمت مزیاال در یک سوم سرویکالی گزارش شد. همچنین بالاترین میزان استرس در استخوان در این حرکت در استخوان اطراف یک پنجم اپیکالی سطح لینگوال و باکال ایمپلنت ها مشاهده شد.

موارد برای تولید شبکه در نرم افزار Workbench از المانهای چهار وجهی استفاده شده است. در برخی از نواحی شبکه بندی، با توجه به دقت مورد نیاز برای حل، از المانهای ریزتر استفاده شده است، این موضوع در شکل شبکه بندی قابل مشاهده است. پس از شبکه بندی، تحلیل استاتیکی مدل نیز در همین نرم افزار انجام گرفته است ($5,11,12$).

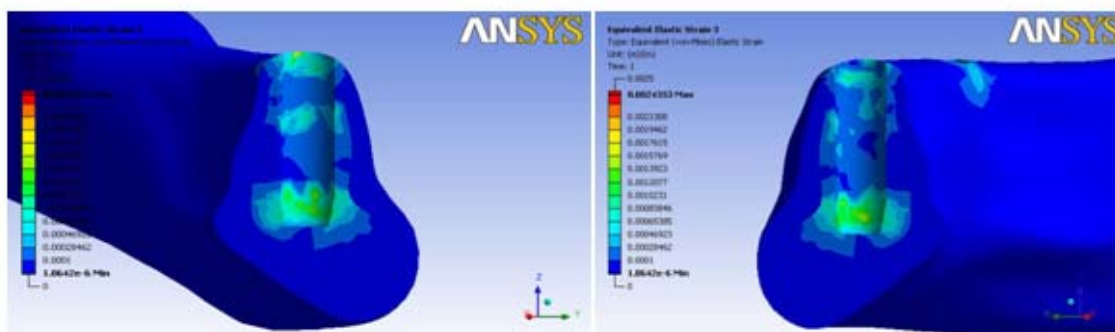
نتایج:

در مطالعه حاضر در طرح یک ایمپلنت حداکثر استرس در حرکت جانبی در یک سوم سرویکال و باکال در سمت بالانس ($2090 \mu\epsilon$) و در حرکت پیشگرایی در سمت باکال ایمپلنت مشاهده گردید ($1088 \mu\epsilon$). همچنین بالاترین میزان استرس در استخوان نیز در حرکت جانبی در یک سوم سرویکال و باکال در سمت بالانس ($4097 \mu\epsilon$) و در حرکت پیشگرایی در سمت باکال ایمپلنت مشاهده گردید ($2133 \mu\epsilon$) (od-1) (شکل ۱).

در طرح دو ایمپلنت در حرکت پیشگرایی در سمت دیستال ایمپلنت های موقعیت B و D حداکثر استرس در یک سوم اپیکالی ایمپلنت ($2435 \mu\epsilon$) و در سمت مزیاال در



شکل ۱: پروتز اوردنچر متکی بر یک ایمپلنت در حرکات جانبی و پیشگرایی



شکل ۲: پروتز آوردنچر متکی بر دو ایمپلنت در حرکات پیشگرایی

برش سمت چپ در حرکت پیشگرایی

برش سمت راست در حرکت پیشگرایی

بحث:

در مقابل این وضعیت، در حرکات کارگر نیروی وارد بر استخوان در طرح تک ایمپلنت $4097 \mu\epsilon$ در مقابل $2045 \mu\epsilon$ می باشد که نشاندهنده شرایط نامطلوب ایمپلنت در حین نیروهای جونده کارگر است. این وضعیت با شرایط تحریک کننده استخوان در حرکات جانبی در طرح تک ایمپلنت مشاهده گردید. تجمع نیرو در طرح تک ایمپلنت در ناحیه سرویکال ایمپلنت می تواند با تحلیل استخوان بیشتر در طرح تک ایمپلنت همراه باشد. در مقابل نتایج مشاهده شده در طرح دو ایمپلنت عمده تجمع استرین در ناحیه اپیکال علاوه بر ناحیه سرویکال مشاهده گردید که الگوی مناسبتری از پخش استرسها در این طرح را نشان می دهد.

البته نتایج حاصل از تحقیق لیو و همکارانش در سال ۲۰۱۳ حاکی از عدم وجود تمرکز استرین های مخرب در اطراف تک ایمپلنت ناحیه میدلاین در آوردنچرهای متکی بر تک ایمپلنت مندیبل می باشد که علت آن هم می تواند جهت ورتیکالی وارد شدن نیرو باشد در حالی که در مطالعه حاضر نیروها به صورت خارج مرکزی وارد شده اند (۱۰).

مطالعه سیستماتیک انجام شده توسط پاسیا در سال ۲۰۱۴ نیز از آوردنچر بر پایه تک ایمپلنت در میدلاین مندیبل حمایت می کند و البته آن را جایگزین مناسب در افراد مسن می داند. با توجه به نتایج مطالعه حاضر هم به خاطر نیروهای مخرب ایجاد شده در طرح یک ایمپلنت استفاده از آن در افراد مسن و دارای عضلات ضعیف پیشنهاد می شود (۱۲).

پاسیا و همکارانش در سال ۲۰۱۴ نیز اذعان کردند که ایمپلنت تکی برای آوردنچر فک پایین وقتی بارگذاری

در این مطالعه با بررسی استرین بر آن شدیم که نحوه پخش و نواحی تجمع استرین را یافته و روش کاهش آن (انتخاب طرح درمانی مناسب) را بیابیم. به همین دلیل یک مدل کامل از CT Scan مندیبل یک بیمار واقعی ساخته شد تا شرایط طبیعی بوده و نتایج قابلیت اطمینان بالاتری داشته باشد. سپس ایمپلنت ها در مجموعه تعبیه شد و در ۲ طرح مختلف تک ایمپلنت و دو ایمپلنت، به مجموعه پروتز ارتباط یافتند (۱۳، ۱۴). سپس نیروها در دو حالت حرکات جانبی و پیشگرایی به مجموعه وارد شدند. نتایج بر اساس استرین وارده برایمپلنت و استخوان اطراف آن، بر اساس محدوده های تعریف شده توسط فراست بررسی شدند. (۱۵)

در هر دو طرح نیروی ۱۰۰ نیوتن بر اساس در Gysi Facet Theory وارد شد (۱۵). در طرح تک ایمپلنت در حرکت پروتزیزو در سمت باکال ایمپلنت ها، عمده استرس در ناحیه استخوان سرویکال در سمت مقابل نیرو مشاهده گردید. در مقایسه در طرح دو ایمپلنت، عمده استرس در سمت باکال و ناحیه سرویکال ایمپلنت ها مشاهده شده است که می تواند به دلیل وضعیت اهرمی دو ایمپلنت در مقابل نیروهای زاویه دار باشد.

نتایج حاصله در این طرح نشان دهنده بیشتر بودن استرین و استرس در طرح تک واحدی نسبت به طرح دو ایمپلنت می باشد. این تفاوت در حرکات جانبی بیشتر شده ($4097 \mu\epsilon$ در مقابل $2435 \mu\epsilon$) و نشاندهنده استرین بیشتر در مجموعه تک ایمپلنت می باشد. این نتایج می تواند پیشنهاد استفاده از تک ایمپلنت در بیماران با نیروی جویدن حداقل و نیز اکلوزن با حداقل نیروهای طرفی باشد.

کننده بالاترین میزان استرین در طرح Od-1 طی حرکات پیشگرایی بودند. در حرکات جانبی نیز، این طرح (Od-1)، استرین بالایی به ایمپلنت‌ها و استخوانهای اطرافشان به خصوص در سرویکال ایمپلنت و یک پنجم اپیکالی ایمپلنت و استخوان اطرافش وارد می‌سازد.

نتیجه نهایی:

در طرح دو ایمپلنت نیروهای مخرب از طرح فراست (Pathologic Overload Window) مشاهده نگردید. بالاترین حد استرین در این طرح، در حرکات پیشگرایی طرح Od-1 ($2435 \text{ } \mu\text{m}$) و سپس حرکات جانبی این طرح ($1668 \text{ } \mu\text{m}$) مشاهده گردید که هر دو در محدوده Mild Overload قرار داشتند. در طرح یک ایمپلنت نیروهای مخرب ایجاد شد که پیشنهاد می‌گردد این طرح در بیماران با عضلات ضعیف و مسن تر یا همراه با طرح‌های اکلوزالی با هدف کاهش استرس استفاده گردد.

سپاسگزاری:

این مقاله برگرفته از طرح تحقیقاتی می‌باشد. نویسندگان بر خود لازم می‌دانند از زحمات کلیه عزیزانی که در انجام این طرح همکاری داشتند قدردانی نمایند. ضمناً منافع شخصی نویسندگان با نتایج این مطالعه ارتباطی نداشته است.

References

1. Mericske R, Marti P, Geering A. Peri-Implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures: A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants* 1994; 5: 9-18.
2. Jemt T, Harnett J, Heath M, Hutton J, Johns R. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 291-8.
3. Linder L, Albrektsson T, Branemark P, Hansson H, Ivarsson B, Jonsson U. Electron microscopic analysis of the bone-titanium interface. *Acta Orthop Scand* 1983; 54 (1): 45-52
4. Tabata L, Assuncao W, Barao V, Gomes E, Delben J, Rocha E. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg* 2010; 21(3):696-702
5. Brunski P, Nanci A. Biomaterials and Biomechanics of Oral and Maxillofacial Implants: Current Status and Future Developments. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2000; 15: 15-46.

فوری شود می‌تواند استفاده شود (۱۶).

همچنین در مطالعه In Vitro ای که مائدا و همکارانش به بررسی اصول بیومکانیکال آوردنچرهای متکی بر ایمپلنت در مندیبل پرداختند، با اعمال نیروی ۵۰ نیوتن در ناحیه مولرها به طور معنی‌داری نیروهای لترالی کم‌تری به اباتمنت‌های آوردنچرهای متکی بر تک ایمپلنت در مقایسه با آوردنچرهای متکی بر دو ایمپلنت وارد شد که در تضاد با نتایج حاصل از مطالعه حاضر است (۱۷).

مهمترین نکته بدست آمده در این مطالعه عدم وجود نیروها در حد مخرب در طرح دو ایمپلنت، طبق نظریه فروست است (۱۵).

نکته دیگر اینکه در بعضی نواحی، نواری از حداقل استرین مشاهده می‌گردد که طبق نظرفروست در محدوده آتروفی است اما با توجه به این نکته که این نواحی در سایر حرکات ممکن است تحت نیروها باشند احتمال ایجاد آتروفی در آن ناحیه بسیار کم می‌باشد.

این مقادیر از یافته‌های ما، در پنجره Mild Overload (۳۰۰۰-۱۵۰۰ میکرواسترین) قرار می‌گیرند و نشانگر فشار زیادی است که به ایمپلنت‌ها و استخوانهای اطرافشان وارد آمده است که می‌تواند در بیماران با عضلات قوی، نگران‌کننده باشد. تماس لبه بالایی ایمپلنت و استخوان و یک سوم اپیکالی ایمپلنت، نواحی تحمل

6. Alsabeeha N, Payne A, Silva R, Thomson W. Mandibular single-implant overdentures: preliminary results of a randomized-control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems. *Clin Oral Impl Res* 2011; 22: 330-337
7. Cekiç C, Akça K, Cehreli M. Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. *Quintessence Int* 2007; 38 (6): 291-7
8. Assuncao W, Tabata L, Barao V, Rocha E. Comparison of stress between complete denture and implant retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil* 2008; 35 (10): 766-774.
9. Luo X, Ouyang G, Ma X, Jia A, Guo T. The three-dimensional analysis of mandibular overdenture supported by implants. *Sheng Wu Yi Xue Cheng Xue Za Zhi* 1998; 15 (2): 167-71.
10. Jingyin L, Shaoxia P, Dong J, Zhongjun M. Influence of implant number on the biomechanical behavior of mandibular implant-retained/supported overdentures: A three dimensional finite element analysis. *J Dentis*

- 2013; 41: 241-249.
11. Passia N, Wolfart S, Kern M. Six-year clinical outcome of single implant-retained mandibular overdenture – a pilot study. *Clin Oral Impl Res* 2015;26(10):1191-4
 12. Passia N , Kern M. The single midline implant in the edentulous mandible: A systematic review. *Clin Oral Invest* 2014; 18(7):1719-1724.
 13. Aaid Nomenclature Committee: Glossary of implant terms. *Oral Implantol* 1990; 16:57-63.
 14. Maggiolo N. *Manual of Dental Art*. 2nd ed. France: C Le Seure, 1986.
 15. Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal, *Anat Rec* 1987; 219:1-9.
 16. Passia N, Brezavscek M, Fritzer E, Kappel S, Kern T, Luthardt R. Single dental implant retained mandibular complete dentures, influence of the loading protocol: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials* 2014;24:186-92
 17. Maeda Y, Horisha M, Yagi K. Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: an in vitro study. *Clin Oral Impl* 2008; 19: 271–275.

Original Article

Evaluation of Strain Distribution Patterns in Bone around One and Two Dental Implant Supported Overdenture by Finite Element Analysis

M. Khoshhal, D.D.S, M.Sc.^{*} ; F. Vafaei, D.D.S, M.Sc.^{**} ; K. Gholamrezaei, D.D.S, M.Sc.^{***}
S. Torabi, D.D.S, M.Sc.^{****} ; E. Morshedi, D.D.S, M.Sc.^{*****} ; P. Alirezayei, D.D.S, M.Sc.^{****}

Received: 8.6.2015

Accepted: 5.12.2015

Abstract

Introduction & Objective: This finite elements study for the first time has investigated the pattern of strain distribution in bone around dental implants in one and two implant supported overdenture treatment planning in protrusive and laterusive movements, in order to choose the best plan biomechanically.

Materials & Methods: To simulate the dental- implant and the bone, with Catia software, Jaws 3-D design was designed and 100 Newton forces were applied to dental implant models in protrusive and laterusive movements.

Results: In the design of one implant, the highest amount of strain was observed in laterusive movement in the third cervical and buccal (4097 $\epsilon\mu$) and in the design of two implants the highest amount of strain in protrusive movement was observed in the apical third of the lingual surface of the bone around the implant (2435 $\epsilon\mu$) and in laterusive movement in the apical fifth of lingual and buccal surface of bone around the implant (1668 $\epsilon\mu$).

Conclusions: The results of this study revealed that the strain and stress in the single implant design is more than two implants design. These results suggest the use of single implants in patients with minimal chewing force and in occlusion with minimal lateral force.

(*Sci J Hamadan Univ Med Sci* 2015; 22 (4):293-299)

Keywords: Dental Implants / Finite Element / Overdenture / Strain

^{*} Assistant Professor, Department of Periodontics, School of Dentistry
Hamadan University of Medical Sciences & Health Services, Hamadan, Iran.

^{**} Assistant Professor of Prosthodontics, Dental Research Center
Hamadan University of Medical Sciences & Health Services, Hamadan, Iran.

^{***} Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry
Shahid Beheshti University of Medical Sciences & Health Services, Tehran, Iran.

^{****} Resident, Department of Prosthodontics, School of Dentistry
Hamadan University of Medical Sciences & Health Services, Hamadan, Iran. (parisa_alirezayei@yahoo.com)

^{*****} Resident, Department of Prosthodontics, School of Dentistry
Shahed University of Medical Sciences & Health Services, Tehran, Iran.