

بررسی الگوی توزیع تنش در ایمپلنت‌های دارا و فاقد ریزیج با استفاده از روش اجزا محدود (A Finite Element Analysis)

دکتر محمدرضا کریمی^۱ دکتر عباس کمالی^۲ مهندس مازیار محضری^۳ دکتر سروش برهانی^۴

خلاصه:

سابقه و هدف: استفاده از ایمپلنت‌های دندانی در جایگزینی دندانهای از دست رفته کاملاً رایج و موثر شده است. محققین سعی در ساخت و طراحی جدید انواع ایمپلنت نموده اند، به نحوی که بتواند بیشترین مقاومت را در برابر نیروهای وارده (تنش) داشته باشد. این تحقیق به بررسی الگوی توزیع نیروهای عمودی و افقی در ایمپلنت‌های دارا و فاقد ریزیج با روش اجزا محدود (F.E) پرداخته است.

مواد و روشها: تحقیق با طراحی تجربی انجام و نرم افزار مجهز و پیشرفته Ansys ۱۱ برای مدل سازی، وارد کردن نیرو و ارزیابی نحوه توزیع تنش استفاده شده است. استخوان متراکم و اسفنجی در محدوده ایمپلنت با ابعاد طبیعی مدل سازی شد. در این تحقیق سیستم ایمپلنت Superline و Implantium با قطر ۴/۳۰ و طول ۱۲ میلی متر، سیستم ایمپلنت Branemark MKIII و T.B.R (Connect) با قطر ۴ و طول ۱۳ میلی متر مدل سازی شد. هر یک از مدل‌ها درون استخوان شبیه سازی شده قرار گرفت. نیروی عمودی ۲۰۰، افقی ۱۰۰ نیوتن و برآیند این دو نیرو بر لینگوال اباتمنت وارد شد. میزان تنش‌های افقی، عمودی، برشی، حداکثر تنش برشی و تنش معادل بدست آمد.

یافته ها: تحت بارگذاری نیروهای افقی و مایل، سیستم‌های دارا ریزیج میزان تنش کمتری را نسبت به سیستم‌های فاقد ریزیج در باکال و لینگوال نشان دادند. همچنین سیستم فاقد ریزیج Branemark در سطح لینگوال کمترین و در سطح باکال بیشترین تنش را نشان داد. تحت بارگذاری نیروی عمودی سیستم‌های دارا و فاقد ریزیج رفتار متفاوتی را نشان دادند. سیستم T.B.R کمترین و Superline بیشترین تنش را نشان داد. سیستم Branemark بعد از Implantium در رتبه سوم قرار گرفت.

نتیجه گیری: به نظر می‌رسد تاثیر ریزیج در نحوه توزیع تنش در استخوان، تحت بارگذاری‌های مختلف است. یعنی دندانپزشک می‌تواند از طریق انتخاب طرح خاص ایمپلنت، توزیع تنش را در استخوان‌هایی با کیفیت و کمیت متفاوت کنترل نماید.

کلید واژه‌ها: ایمپلنت، ریزیج، روش اجزا محدود، توزیع تنش

وصول مقاله: ۸۸/۱۰/۲۰ اصلاح نهایی: ۸۸/۱۲/۲۳ پذیرش مقاله: ۸۹/۲/۲۸

مقدمه:

برشی یا کششی می‌شوند، که اغلب در قسمت کرسنال استخوان تجمع خواهند یافت. وارد شدن نیروهای مایل، چه حاصل از نیروی عمودی وارد شده بر یک ایمپلنت زاویه دار باشد یا تحت بارگذاری نیروی طرفی وارد شده روی یک ایمپلنت عمود بر سطح اکلوزال ایجاد گردد، به دو مولفه عمودی (تراکمی - کششی) و برشی تقسیم می‌شوند. با وارد شدن نیروهای نامطلوب از نظر جهت، مقدار و نیز طراحی نامناسب ایمپلنت، مواردی همچون شکست سریع درمان ایمپلنت، تحلیل سریع استخوان کرسنال، شکست درمان در طولانی مدت و لق شدن اجزای سیستم قابل پیش بینی است.^(۲)

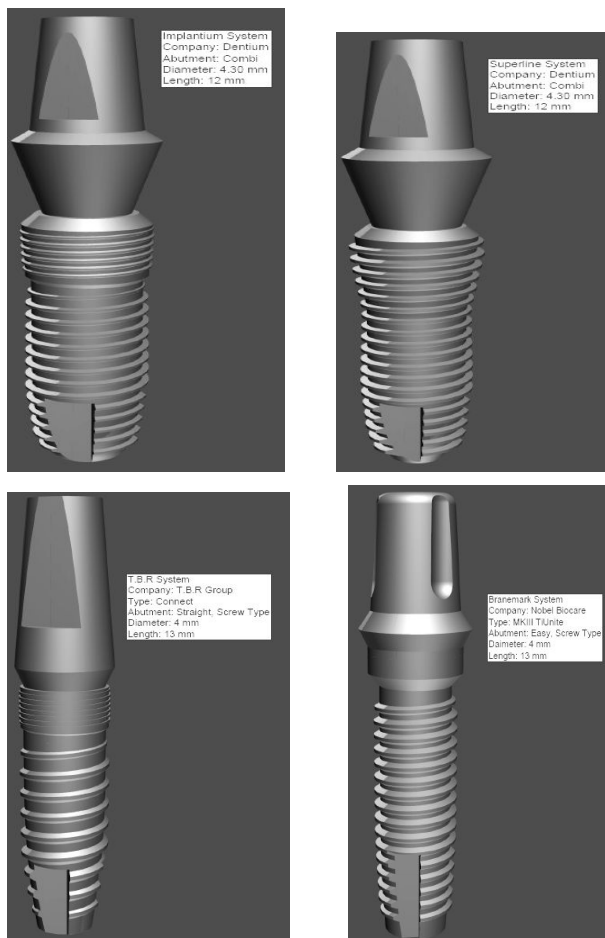
با توجه به این که پیدا کردن یک روش ایده آل برای جایگزینی دندانهای از دست رفته همواره از اهداف طولانی مدت علم دندان پزشکی می‌باشد، امروزه استفاده از ایمپلنت‌های داخل استخوانی رایج شده است.^(۱) پس از دست یابی به یکپارچگی استخوان (Osseointegration)، در اطراف ایمپلنت با کانتور مناسب استخوان مارجینال و سلامت لته ای، تنش‌های مکانیکی که فراتر از حد فیزیولوژیک بر استخوان وارد شوند، به عنوان عامل اصلی تحلیل زود و دیر هنگام آن مطرح می‌شوند.^(۱) نیروهای آگزالی باعث تنش‌هایی بیشتر از نوع تراکمی و کمتر

۱- استادیار گروه آموزشی پرودنتولوژی دانشگاه آزاد اسلامی - واحد دندانپزشکی

۲- متخصص پرودنتولوژی

۳- کارشناس ارشد سازه، شرکت طراحی و ساخت سازه

۴- دندانپزشک



شکل ۱. سیستم ایمپلنت‌های مدل سازی شده

جدول ۱. خصوصیات استخوان و ایمپلنت

استخوان متراکم ^(۹)	استخوان اسفنجی ^(۹)	
۱۴	۱/۳۷	Young's Modulus(Gpa) Poisson's Ratio
۰/۳۰	۰/۳۰	

هر یک از سیستم‌های شبیه سازی شده در داخل استخوان مدل سازی شده قرار گرفت. با توجه به فرضیات موجود که جهت تسهیل در مدل سازی و آنالیز در بیشتر مطالعات به روش اجزاء محدود در نظر گرفته می‌شود، خصوصیات استخوان و ایمپلنت به صورت هموزن*، ایزتروپ**، قابلیت ارتجاعی خطی*** و سطح تماس این دو به صورت صد در صد در نظر گرفته شد^(۹). همچنین این سطح توسط المان‌های تماسی مدل سازی شد. این المان‌ها به طور واقعی رفتار سطح تماس را به صورت غیر خطی مدل می‌نماید و دارای قابلیت فشردگی و بازشدگی می‌باشند. هر یک از مدل‌ها در نرم افزار Ansys WorkBench مطابق شکل ۲ مش بندی شد. تعداد Element و Nodeها در جدول شماره ۲ آمده است.

در کنار طول و قطر، نوع طراحی ایمپلنت خصوصا شکل پیچ‌های آن نیز تاثیر فراوانی در نحوه انتقال نیروها به استخوان اطراف دارد^(۹). افزایش تعداد پیچ‌ها در سطح ایمپلنت، کاهش فاصله بین آنها و افزایش عمق پیچ‌ها باعث افزایش سطح تماس تا دو برابر می‌شود^(۹). طرح اختصاصی ریز پیچ در قسمت کروئال که در بعضی از سیستم‌های ایمپلنت طراحی شده است باعث تحریک استخوان سازی، کاهش تنش‌های مخرب از نوع برشی و توزیع مناسب تر نیرو در قسمت کروئال خواهد شد. اگر عمق این پیچ‌های ریز در حد ۰/۱ تا ۰/۲ میلی متر باشد قابلیت تحمل فشار تا سه برابر افزایش می‌یابد و در حفظ و ثبات استخوان مارچینال تاثیر بسزایی دارد^(۳). در این تحقیق به تعیین الگوی توزیع تنش در ایمپلنت‌های دارا و فاقد ریز پیچ با روش اجزاء محدود و به کمک نرم افزار پیشرفته و مجهز Ansys، با قابلیت مدل سازی سه بعدی چهار نوع ایمپلنت، که امکان مقایسه طرح‌های مختلف آن را فراهم می‌نماید، اقدام گردید.

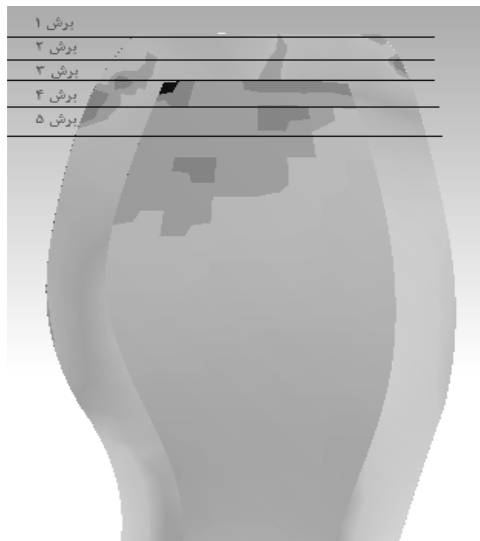
مواد و روش‌ها:

از کمپانی Dentium سیستم ایمپلنت Implantium، دارای پیچ‌های ریز در ناحیه کروئال و Superline، فاقد پیچ‌های ریز در ناحیه کروئال، با قطر فیکسچر ۴/۳۰ و طول ۱۲ میلی متر و اباتمنت Combi با اتصال مخروطی متناسب با قطر فیکسچر انتخاب شد.

تحقیق با طراحی تجربی انجام گرفت، از کمپانی T.B.R Groups سیستم ایمپلنت T.B.R نوع Connect با قطر ۴ و طول ۱۳ میلی متر، دارای طرح اختصاصی ریز پیچ در ناحیه کروئال با اتصال صفحه‌ای Internal Octagonal و از کمپانی Nobel Biocare سیستم Branemark MKIII با قطر ۴ و طول ۱۳ میلی متر و اباتمنت (Easy) دارای اتصال صفحه ای External Hexagoal انتخاب شد. هر یک از سیستم‌های انتخاب شده بر اساس مشخصات هندسی بدست آمده به شکل ۱ بوده است.

قطعه‌ای از استخوان فک در ناحیه خلف، در نرم افزار مجهز و پیشرفته Ansys II به صورت سه بعدی با توجه به پارامترهای مکانیکی به شرح جدول ۱ که برای مدل سازی لازم است شبیه سازی شد، به نحوی که استخوان متراکم با ضخامت ۱/۳ میلی متر استخوان اسفنجی را احاطه کرده است.

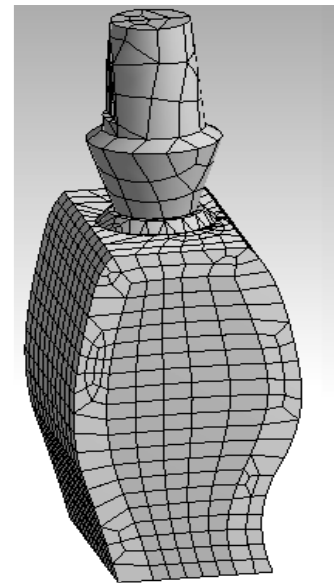
نیروی ۲۰۰ نیوتن به صورت عمود در امتداد محور طولی اباتمنت وارد شد. نیروی ۱۰۰ نیوتن به صورت افقی و همچنین برآیند دو نیروی فوق هر یک به صورت جداگانه بر سطح لینگوال اباتمنت وارد شد. در کروئال استخوان مدل سازی شده پنج برش به صورت افقی با فاصله‌های مشخص داده شد که سه برش در استخوان متراکم و دو برش در استخوان اسفنجی به شرح شکل ۳ بود.



شکل ۳. محل برش‌های ایجاد شده در استخوان متراکم و اسفنجی با فواصل مشخص

در هر برش ۵ نقطه با فاصله‌های مشخص در باکال و ۵ نقطه در لینگوال (یک نقطه در وسط و دو نقطه در دو طرف) در سطح تماس بین استخوان و ایمپلنت (Interface) مشخص شد. تحت بار گذاری هر کدام از نیروها میزان تنش در هر یک از این نقاط، مطابق شکل ۴ در هر برش اندازه گیری شد.

از بین اعداد بدست آمده بیشترین تنش در هر برش بدست آمد. سپس بیشترین میزان تنش از بین پنج برش در ناحیه کروئال استخوان در سطح باکال و لینگوال برای هر سیستم محاسبه شد. با توجه به تحقیقات گذشته، از تنش معادل که نشان دهنده میانگین سطح تنش در ناحیه اطراف استخوان و به عنوان یک معیار سنجش جهانی در مکانیسم انتقال نیرو است، برای بررسی وضعیت تنش در این ناحیه استفاده شد. ضمن این که این تنش معیار نزدیک تری با تنش‌های نرمال است^(۹).



شکل ۲. نمونه ای از استخوان و ایمپلنت مش بندی شده

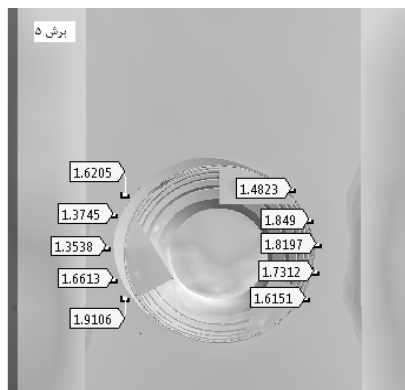
*هموزن: جسمی است که دارای خواص یکسان در تمام نقاط باشد^(۱۰).

**ایزوتروپ: جسمی است که در یک نقطه بخصوص، خواص آن در تمام جهات یکسان باشد^(۱۱).

***ارتجاع خطی: مصالحی که پس از حذف نیروهای موثر، کاملاً به ابعاد اولیه خود برگردند. یعنی هیچگونه تغییر شکل دائمی در آن رخ نمی‌دهد، و این رابطه (بین تنش و کرنش) به صورت خطی است^(۱۲).

جدول ۲. تعداد Element و Nodeها در سیستم‌ها و استخوان مدل سازی شده

	Models	Fixture	Abutment	Scrow	Bone
Implantium Elements	39285	10697	1408		27180
Implantium Nodes	105690	31885	4119		69686
Superline Elements	26930	9416	1408		16106
Superline Nodes	72353	26921	4119		41313
T.B.R Elements	30588	9055	710	1717	19106
T.B.R Nodes	85310	25970	2077	5471	51792
Branemark Elements	23042	8381	1147	1136	12378
Branemark Nodes	63486	23959	3040	3869	32618



شکل ۴. نمونه ای از یک برش و میزان تنش معادل در نقاط مشخص شده در باکال و لینگوال استخوان

یافته‌ها:

تحت بارگذاری نیروی عمودی ۲۰۰ نیوتن در سطح باکال استخوان در ناحیه کروئال:

سیستم T.B.R تنش معادل را در حد ۲۰/۹۵ مگاپاسکال نشان داد که این میزان تنش در سیستم‌های Branemark, Implantium و Superline به ترتیب در حد ۲۴/۶، ۲۶/۷ و ۳۵/۸ مگاپاسکال مشاهده شد.

تحت بارگذاری نیروی افقی ۱۰۰ نیوتن در سطح باکال استخوان در ناحیه کروئال:

تنش معادل اندازه گیری شده در سیستم T.B.R، ۶۱/۴۹، مگاپاسکال بود که این میزان تنش در سیستم‌های Implantium, Superline و Branemark در نمودار شماره ۱ ارائه گردید و نشان می‌دهد که به میزان تنش به ترتیب ۶۳/۵، ۸۵/۶ و ۱۰۱/۵ مگاپاسکال مشاهده شد.

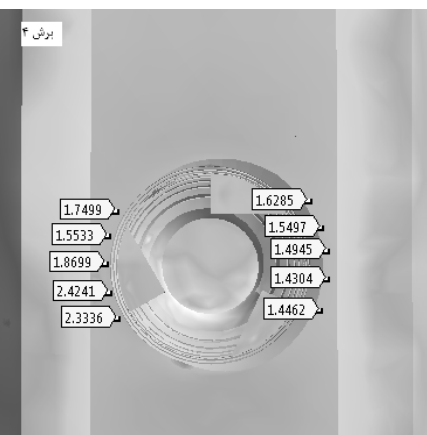
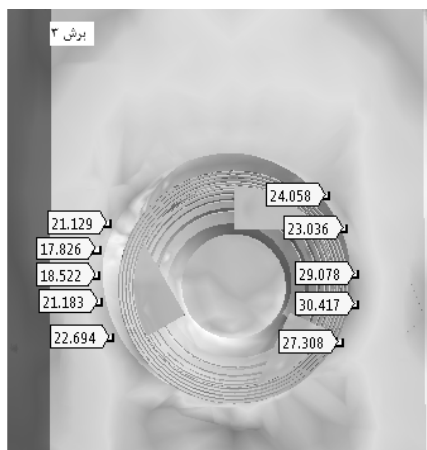
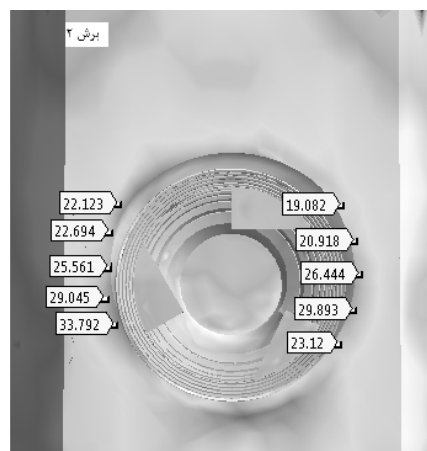
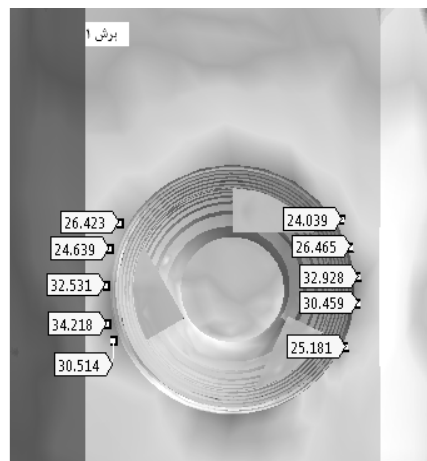
تحت بارگذاری همزمان دو نیروی عمودی ۲۰۰ و افقی ۱۰۰ نیوتن در سطح باکال استخوان در ناحیه کروئال:

تنش معادل اندازه گیری شده در سیستم Implantium در حد ۶۸/۶ مگاپاسکال مشاهده شد که این میزان تنش در سیستم‌های T.B.R، Superline و Branemark به ترتیب در حد ۸۳/۸، ۹۳/۳ و ۱۰۷/۲ مگاپاسکال دیده شد.

■ Implantium ■ T.B.R ■ Superline ■ Branemark



نمودار ۱. بیشترین میزان تنش معادل بر حسب مگاپاسکال در سطح باکال استخوان در ناحیه کروئال به تفکیک نیروهای وارده و سیستم ایمپلنت‌های مورد بررسی



Superline بیشترین تنش را نشان داد. سیستم Branemark بعد از Implantium در رتبه سوم قرار گرفت. این میزان تنش در سطح لینگوال کلیه سیستم‌ها بیشتر از سطح باکال بود. میزان تنش‌ها تحت بار گذاری عمودی کمترین و تحت بارگذاری مایل بیشترین بود.

Schrotenboer در سال ۲۰۰۸ طی تحقیقی تاثیر ریزیج را در توزیع تنش در سطح مارچینال استخوان به روش اجزاء محدود بررسی نمود. در این تحقیق وی به مدل سازی دو بعدی قطعه ای از استخوان فک پایین در ناحیه پره مولر پرداخت و ایمپلنتی با طول ۱۳ میلی متر و Platform پنج میلی متر را درون آن مدل سازی نمود. ایمپلنت به دو صورت ریزیج دار و فاقد ریز پیچ (سطح صاف) در ناحیه گردن مدل سازی شد. نیروی عمودی ۱۰۰ نیوتن و همین میزان نیرو با زاویه ۱۵ درجه نسبت به عمود بر ایمپلنت‌ها وارد شد. در این تحقیق تنش معادل تحت بارگذاری نیروی مایل بیشتر از نیروی عمودی بود. همچنین میزان تنش سیستم دارای ریزیج بیشتر بود^(۱۵). در تحقیق ما نیز میزان تنش تحت بارگذاری مایل بیش از تنش عمودی بود. ولی میزان تنش معادل در سیستم‌های دارای ریزیج کمتر از سیستم‌های فاقد ریز پیچ تحت این نیرو بود. علت کمتر بودن میزان تنش در سیستم‌های فاقد ریزیج در تحقیق Schrotenboer را می‌توان به سطح صاف مدل سازی شده آن‌ها نسبت داد حال آنکه در تحقیق حاضر سیستم‌های فاقد ریزیج نیز در ناحیه کروئال دارای پیچ‌های با اندازه بزرگ تر بودند.

در تحقیق Kong در سال ۲۰۰۸ میزان تنش معادل در استخوان متراکم اطراف ایمپلنتی استوانه ای با زاویه ۷۵ درجه در قسمت مخروطی گردن و البته دارای سطحی صاف و فاقد ریزیج تحت نیروی عمودی ۲۰۰ نیوتن ۸/۸۷ مگاپاسکال محاسبه شد^(۱۶). از آنجا که در این تحقیق میزان نیروی عمودی و همچنین Young's Modulus استخوان متراکم مشابه تحقیق حاضر بود با مقایسه این دو تحقیق میزان تنش معادل در تحقیق حاضر تحت بارگذاری عمودی تقریبا دو برابر تحقیق Kong مشاهده شد. در بررسی دو تحقیق ثابت شد میزان تنش معادل در سیستم‌های پیچی شکل بیشتر از سیستم‌هایی با سطح صاف است. تحت بارگذاری‌های مایل نیز میزان تنش معادل در تحقیق حاضر بیشتر از تحقیق Kong مشاهده شد.

Lee در سال ۲۰۰۷ طی تحقیقی به تاثیر ریزیج در بقا استخوان مارچینال پرداخت^(۱۷). ۱۷ ایمپلنت Astra دارا و فاقد ریزیج در منطقه بی دندان پارسیل، جایگذاری شد و تحلیل استخوان در دو گروه توسط رادیوگرافی ارزیابی شد. نتایج حاصل نشان داد که

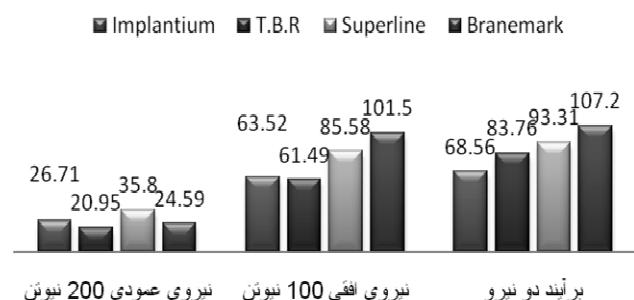
تحت بارگذاری نیروی عمودی ۲۰۰ نیوتن در سطح لینگوال استخوان در ناحیه کروئال:

سیستم T.B.R میزان تنش معادل را در حد ۲۸/۸۱ مگاپاسکال در نمودار شماره ۲ ارائه گردید نشان داد که این نوع تنش در سیستم‌های Branemark, Implantium و Superline به ترتیب در حد ۲۸/۹، ۳۳/۱ و ۳۷/۱ مگاپاسکال دیده شد. تحت بارگذاری نیروی افقی ۱۰۰ نیوتن در سطح لینگوال استخوان در ناحیه کروئال:

سیستم Branemark میزان تنش معادل را در حد ۳۴/۸ مگاپاسکال نشان داد. این نوع تنش در سیستم‌های Implantium, T.B.R و Superline به ترتیب در حد ۳۷/۴، ۵۷/۶ و ۶۸/۷ مگاپاسکال مشاهده شد.

در اثر بارگذاری همزمان دو نیروی عمودی ۲۰۰ و افقی ۱۰۰ نیوتن در سطح لینگوال استخوان در ناحیه کروئال:

در بررسی تنش معادل سیستم Branemark این تنش را در حد ۳۰ مگاپاسکال نشان داد که این نوع تنش در سیستم‌های Implantium, T.B.R و Superline به ترتیب در حد ۳۳/۶، ۵۲/۴ و ۵۸/۲ مگاپاسکال مشاهده شد.



نمودار ۲. بیشترین میزان تنش معادل بر حسب مگاپاسکال در سطح لینگوال استخوان در ناحیه کروئال به تفکیک نیروهای وارده و سیستم ایمپلنت‌های مورد بررسی

بحث:

تحقیق نشان داده که تحت بارگذاری نیروهای افقی و مایل به جز سیستم فاقد ریزیج Branemark که در سطح لینگوال کمترین تنش را نشان داد، سیستم‌های دارای ریزیج میزان تنش کمتری را نسبت به سیستم‌های فاقد ریزیج در باکال و لینگوال نشان دادند. سیستم Branemark بیشترین تنش را در سطح باکال نشان داد. این میزان تنش در سطح باکال کلیه سیستم‌ها بیشتر از سطح لینگوال بود.

در اثر بارگذاری نیروی عمودی سیستم‌های دارا و فاقد ریزیج رفتار متفاوتی را نشان دادند. سیستم T.B.R کمترین و

استخوان و از طرف دیگر طرح پیچ‌های ایمپلنت در نحوه توزیع نیرو تاثیر می‌گذارد. تداخل سطح ایمپلنت نیز علاوه بر اندازه پیچ‌ها می‌تواند در گیر اضافه و توزیع نیرو تاثیر گذار باشد.^(۱)

به نظر میرسد تحریکات مکانیکال نامطلوب می‌تواند به عنوان فاکتور اتیولوژیک بسیار مهمی در حفظ یا از دست رفتن استخوان مارچینال اطراف ایمپلنت باشد^(۱۰). Carter در سال ۱۹۸۱ متوجه شد استخوان تحت بارگذاری نیرو در مقایسه با سایر مواد دارای قدرت استحکام (Fatigue Strength) کمتری است، که نتیجتاً منجر به آسیب‌های ریز (Micro Damage) و نهایتاً تحلیل آن خواهد شد^(۱۱).

Stress Fracture در استخوان در نتیجه تجمع و تداوم این آسیب‌های ریز صورت خواهد گرفت. در واقع علت این امر افزایش تغییر شکل استخوان (Strain) در پاسخ به تنش است^(۱۲). Frost در سال ۱۹۸۹ مقدار این تغییر شکل را در حد سه تا چهار هزار Micro Strain پیشنهاد داد، که این میزان در پاسخ به تنشی در حد ۴۵ تا ۶۰ مگاپاسکال ایجاد می‌گردد^(۱۳). Hoshaw در سال ۱۹۹۴ با تکرار نیروهای آگزیال در ایمپلنت‌های برنمارک قرار داده شده در استخوان تیبیای خرگوش مشاهده نمود بیشترین تغییر شکل استخوانی در ناحیه گردن ایمپلنت رخ می‌دهد، که نتیجه این تحقیق ایجاد ضایعات (Defect) استخوانی در این ناحیه بود^(۱۴).

در تحقیق حاضر میزان تنش در استخوان اطراف گردن ایمپلنت، تحت بارگذاری سه نیرو در جهات مختلف با مدل سازی استخوان و چهار سیستم ایمپلنت معتبر دنیا (Implantium و T.B.R، دارای ریزیچ Superline و Branemark، فاقد ریزیچ) محاسبه شد.

از نتایج بالا می‌توان گفت ریز پیچ تنها عامل تعیین کننده میزان تنش در ناحیه طوق ایمپلنت نمی‌باشد و فاکتورهای متعدد دیگری در آن می‌تواند دخالت کند. فرضاً شکل ریز پیچ مربعی در سیستم T.B.R احتمالاً عامل مهمی در کنترل یا تعدیل تنش در اثر بارگذاری نیروی عمودی ۲۰۰ نیوتن بود در صورتی که سیستم بدون ریز پیچ Branemark تحت این نیرو تنش کمتری را نسبت به سیستم Implantium با ریزیچ‌های Buttressing Reverse نشان داد. این درحالی بود که ریزیچ‌های Buttressing Reverse سیستم Implantium تحت بارگذاری نیروی افقی ۱۰۰ نیوتن و بارگذاری همزمان دو نیروی فوق تنش کمتری را نسبت به ریزیچ‌های T.B.R نشان داد. این بدین معناست که هر یک از طراحی‌های خاص پیچ‌ها تحت بارگذاری در جهات مختلف رفتار متعادل تری را نسبت به طراحی‌های دیگر نشان

ایمپلنت دارای ریز پیچ تخریب استخوان مارچینال اش در طی سال اول کمتر است ($P < 1$). از آنجا که افزایش تنش در افزایش تحلیل استخوان موثر است، با توجه به کاهش تنش در ایمپلنت‌های دارای ریزیچ، یکی از دلایل کاهش تخریب استخوان در تحقیق Lee را می‌توان با تحقیق حاضر توجیه کرد.

در تحقیق Kitamura در سال ۲۰۰۵ میزان تنش معادل در استخوان متراکم اطراف ایمپلنت پیچ شکل ITI تحت نیروی عمودی ۲۰۰ و افقی ۱۰۰ نیوتن به ترتیب ۱۴/۲ و ۶۹/۷ مگا پاسکال مشاهده شد^(۱۸). در مقایسه تحقیق حاضر با تحقیق Kitamura میزان تنش معادل تحت بارگذاری نیروی عمودی در تحقیق حاضر نسبتاً بیشتر بود (در کلیه سیستم‌ها). تحت بارگذاری نیروی افقی میزان این تنش در سیستم‌های دارا و فاقد ریزیچ به ترتیب تقریباً مشابه و نسبتاً بیشتر (۹۰ مگاپاسکال) نسبت به تحقیق Kitamura مشاهده شد.

در تحقیق Honsson در سال ۲۰۰۳ میزان تنش کششی و فشاری در پیچ مدل سازی شده ای با زاویه طرفی ۴۰ درجه و عمق ۰/۱ میلی متر و شعاع انحنای قله ۰/۱ (پیچ ریز) در مقایسه با پیچ مدل سازی شده ای با زاویه طرفی ۴۰ درجه و عمق ۰/۴ میلی متر و شعاع انحنای قله ۰/۸ (پیچ درشت) نسبتاً بیشتر مشاهده شد^(۱۹). این تحقیق نشان داد که میزان توزیع تنش در پیچ‌های درشت کمتر از پیچ‌های ریز است. در تحقیق حاضر با مقایسه دو سیستم Superline و Implantium که تنها از لحاظ اندازه پیچ‌ها در ناحیه کروئال متفاوت بودند، در بررسی تنش کششی و فشاری تحت بارگذاری نیروی عمودی نتایجی مشابه تحقیق Honsson حاصل شد. اگر فرض را بر این بگیریم که یکی از دلایل طراحی ریزیچ‌ها انتقال بیشترین میزان تنش به ناحیه ای از استخوان است که بیشترین مقاومت را دارد (متراکم). می‌توان این گونه نتیجه گیری کرد که با انتخاب صحیح ایمپلنت‌های دارای ریزیچ در نواحی که ضخامت استخوان کورتیکال مناسب است با انتقال بیشترین تنش به استخوان متراکم از ایجاد تحلیل در نواحی که مقاومت استخوان خوب نیست جلوگیری می‌کند.

محققین دیگری مثل Mish و Pelsoczi در سال ۲۰۰۴ و Rokni در سال ۲۰۰۵ بیان نمودند که افزایش سطح تماس ایمپلنت توسط ریزیچ و تداخل، از طریق بالا بردن ثبات اولیه، توانایی افزایش Osseointegration را دارند و این امر در کلینیک موفقیت ۹۶ درصدی را داشته است^(۱۹ تا ۳۱). حال اگر کیفیت استخوان بد باشد، یعنی دانسیته کم باشد همین نیرو بصورت عمقی در استخوان پخش خواهد شد. پس کیفیت

ایمپلنت و عدم در نظر گرفتن کیفیت استخوان، تنش بیش از حد تحمل فیزیولوژیک استخوان باشد، تحلیل استخوان را خواهیم داشت.

این حقیقت که واکنش‌های بیومکانیکال در فک هر فرد با فرد دیگر متفاوت بوده، نتایج حاصله را می‌تواند تحت تاثیر قرار دهد. به هر حال انتخاب صحیح طرح‌های مختلف ایمپلنت توسط دندانپزشک دقیقاً بسته به نوع استخوان متفاوت باید باشد و در صورت انتخاب اشتباه منجر به شکست درمان می‌گردد. مهمترین موضوع در طراحی ایمپلنت یافتن شکلی از ایمپلنت با بیشترین مهار نیرو در استخوان است. در واقع طرح ایمپلنت یک معیار بسیار مهم در بررسی بیومکانیک استخوان اطراف ایمپلنت می‌باشد. می‌توان این گونه بیان داشت که ایمپلنت‌های دندانی تمامی نیروی وارده به خود را به استخوان اطراف منتقل می‌کند که این نیرو در استخوان به صورت تنش توزیع می‌شود. پس طراحی صحیح می‌تواند این تنش را به صورت متعادل تری در استخوان توزیع کند و یکی از دلایل طراحی ریزیچ‌ها انتقال بیشترین میزان تنش به ناحیه ای از استخوان است که بیشترین مقاومت را دارد (متراکم). پس با انتخاب صحیح ایمپلنت‌های دارای ریزیچ در نواحی که ضخامت استخوان اسفنجی مناسب است این ریزیچ‌ها با انتقال بیشترین تنش به آن از ایجاد تحلیل در نواحی که مقاومت استخوان خوب نیست جلوگیری می‌کند.

اتصال بین اباتمنت و فیکسچر در توزیع تنش، در ساختار خود ایمپلنت تاثیر گذار است. از آنجا که هدف این تحقیق بررسی تاثیر ریزیچ در توزیع تنش در استخوان بود، از طرف دیگر کلیه نیروهای وارده به ایمپلنت، از طریق آن به استخوان اطراف منتقل می‌شوند، نوع اتصال بین فیکسچر و اباتمنت، در سیستم‌های مدل سازی شده مورد ارزیابی قرار نگرفت.

در یک جمع‌بندی و نتیجه‌گیری به نظر می‌رسد تاثیر ریزیچ در نحوه توزیع تنش در استخوان، تحت بارگذاری‌های مختلف است. یعنی دندانپزشک می‌تواند از طریق انتخاب طرح خاص ایمپلنت، توزیع تنش را در استخوان‌هایی با کیفیت و کمیت متفاوت کنترل نماید.

می‌دهد. با وجود طرح متقارن فیکسچر ایمپلنت‌های مدل سازی شده در بارگذاری نیروی عمودی ۲۰۰ نیوتن که دقیقاً در ناحیه وسط اکلوزال اباتمنت وارد شده است میزان تنش وارده در سطح تماس استخوان و ایمپلنت در ناحیه باکال و لینگوال متفاوت بود (سطح باکال در کلیه سیستم‌های مدل سازی شده تنش کمتری را نسبت به سطح لینگوال کلیه سیستم‌ها نشان داد). این موضوع ثابت کرد که فرم آناتومیک استخوان در باکال و لینگوال که در این تحقیق متفاوت مدل سازی شده بود (وجود آندرکات در ناحیه میانی استخوان در ناحیه لینگوال) به عنوان یکی از عوامل تعیین کننده توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت در ناحیه می‌باشد. احتمالاً علت نشان دادن بیشترین میزان تنش در سیستم Superline در بیشتر بارگذاری نیروها در جهات مختلف مربوط به طراحی کلی این سیستم است (یعنی شکل مخروطی آن). زیرا سیستم Branemark در اثر بارگذاری بیشتر نیروها تنش کمتری را نسبت به Superline نشان داد. این بدین معنی است که طرح کلی ایمپلنت (استوانه ای یا مخروطی) می‌تواند به عنوان یکی از عوامل موثر در توزیع تنش در استخوان اطراف گردن ایمپلنت باشد. از آن جا که نیروهای وارده افقی و مایل از سمت لینگوال بر سیستم‌ها وارد شد میزان تنش در سطح باکال سیستم‌ها بیشتر دیده شد. همچنین تحت بارگذاری برآیند دو نیرو بیشترین میزان تنش دیده شد. پس میزان تنش همواره در سطح مقابل نیرو بیشتر و مخرب تر است. همچنین نیروهای مایل باعث بیشترین تنش در استخوان می‌شوند. از آن جا که میزان تنش در سیستم Branemark در سطح لینگوال کمتر از کلیه سیستم‌ها بود این احتمال می‌رود که این سیستم بیشتر تنش‌ها را به قسمت‌های درونی استخوان انتقال داده است.

مطالب بیان شده بالا دلالت بر این امر مهم دارد که تغییر در طرح کلی ایمپلنت می‌تواند در استخوان‌هایی با کیفیت‌های مختلف تاثیرات مهمی بر کاهش Bone Fatigue و متعاقباً تحلیل استخوان شود. یعنی همان طور که یک تنش در حد فیزیولوژیک می‌تواند باعث توانایی رسوب و بالا بردن تراکم استخوان طی فرآیند Remodeling شود. اما اگر به علت طراحی‌های مختلف

References:

1. Staden R-C, Guan H. Application of the finite element method in dental implant research. computer methods in bio mechanics and biomedical Engineering. 2006; 9(4): 257-70.
2. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, et al. The Influence of controlled occlusal overload on peri implant tissue, 4.a histologic study in monkeys. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002; 17: 384- 90.
3. Amid R, Clinical Application of Dental Implants with introducing well-known implant systems, Chap 1, Tehran, shayan nemodar Co 1387: 1, (6), P 160.
4. Amid R, Clinical Application of Dental Implants with introducing well-known implant systems, Chap 1, Tehran, shayan nemodar Co 1387: 1, (6), P 188.
5. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. bioengineered implant for an ideal bone cellular response to loading forces : a literature review and case report. J periodontal. 2001; 72: 1276-86.
6. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: The effect of thread size and thread profile: A finite element study. J Biomechanics. 2003; 36: 1247-58.
7. Popof A, Moghavemate masaleh, Chape 1, Tehran nashre sayol Co 1363, P 15.
8. Popof A, Moghavemate masaleh, Chape 1, Tehran, nashre sayol Co 1363, p 132.
9. Baggi L, Cappelloni I, Girolamo M.D, 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.
10. Wiskott H-W, Belser U-C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. Clinical Oral Implants Research. 1999; 10:429-44.
11. Carter D-R, Fyhrie D-P, Whalen R-T. Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy. Journal of Biomechanics. 1987; 20: 785-94.
12. Prendergast P-J, Huijkes R. Microdamage and osteocytelacuna strain in bone: a microstructural finite element analysis. Journal of Biomechanical Engineering. 1996; 118: 240-6.
13. Frost H-M. Mechanical usage, bone mass, bone fragility: a brief overview. In: Kleerekoper. Clinical Disorders of Bone and Mineral Metabolism. Mary Ann Liebert, New York 1989; 15-40.
14. Hoshaw S-J, Brunski J-B, Cochran G-V-B. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 1994; 9: 345-60.
15. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress level: a finite element analysis. J Periodontal. 2008; 79(11): 2166-72.
16. Kong L, Sun Y, Hu K, Liu Y, Li D, Qiu ZH, et al. Selection of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. J Biomechanics. 2008; 41: 1124-30.

17. Lee D-W, Choi Y-S, Park K-H, Kim C-S, Moon I-S. Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospective study. *Clin. Oral Impl.* 2007;18:465-70.
18. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakava O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant-a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabilitation.* 2005; 32: 279-86.
19. Misch H.L. Wang, C.M. Misch, M. Sharawy, J. Lemons and K. W. Judy. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: part II. *Implant Dent.* 2004;13(4): 310-21.
20. Pelsoczi, M. Bereznai, Z. Toth, K. Turzo, M. Radnai, Z. Bor and A.Fazekas. Surface modifications of titanium implant material with excimer laser for more effective osseointegration. *Fogoru.* 2004; 97(6): 231-37.
21. Rokni S, Todescan P, Watson P, Pharoach M, Adegbenbo A.O, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2005; 20(1): 69-76.