تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۱۹، شماره ۳، پاییز ۱۳۸۶، ۶۰-۶۵

تأثیر ماکرودیزاین ایمپلنت‌های فوری بارگذاری شونده NISASTAN و XIVE بر توزیع تنش در استخوان اطراف به روش تحلیل اجزای محدود

دکتر اکبر فاضل*- دکتر شیما آاعلایی** - دکتر منصور ریسمانچیان***

*- دانشیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی فک و صورت دانشکده و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران.

**- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی قزوین.

***- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان.

چکیده

زمینه و هدف: *طراحی مناسب ساختمان ماکروسکوپی ایمپلنت از عوامل موثر در تأمین ثبات اولیه و کاهش حرکات ریز می‌باشد. هدف از این مطالعه تعیین و مقایسه حرکات ریز و توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌های فوری بارگذاری شونده Nisastan نوع ILS و Xive با روش تحلیل اجزای محدود می‌باشد.*

روش بررسی: *در این مطالعه تجربی تصویر دقیقی از ایمپلنت نیساستان (ILS) و زایو با طول ۱۳ میلی‌متر و قطر(٤ و ۳/۸ میلی‌متر) با استفاده از دوربین جدید دیجیتالی Nikon مدل COOLpix5700 با قدرت تجزیه 5/24 مگاپیکسل و لنز 200m و زوم اپتیک هشت و دیجیتال چهار گرفته شد و بعد از اندازه‌گیریهای دقیق مدل سه بعدی آن داخل مدل استخوان فک پایین (D2) در محیط Solidworks 2003 قرار داده شد و جهت تجزیه اجزای محدود به محیط Ansys منتقل گردید. پس از بارگذاری پانصد نیوتن و ۷۵ درجه نسبت به افق میزان جا به جایی ایمپلنت و فشار Von Misses استخوان اطراف محاسبه گردید.*

یافته‌ها: *میزان حرکت ریز ایمپلنت نیساستان نوع ILS برابر ۱۵۲ میکرون و زایو ۲۸٤ میکرون بود. توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت نیساستان بهتر از زایو بود ولی حداکثر تنش در اطراف ایمپلنت زایو (سی مگاپاسکال) کمتر از نیساستان (۳۷ مگاپاسکال) بود.*

نتیجه‌گیری: *طراحی ماکروسکوپی ایمپلنت نیساستان (ILS) از نظر ایجاد ثبات اولیه و توزیع تنش بهتر از ایمپلنت زایو بود ولی حداکثر تنش در اطراف ایمپلنت زایو کمتر بود.*

کلید واژه‌ها: *ایمپلنت‌های دندانی - بارگذاری فوری - تحلیل اجزای محدود- توزیع تنش*

وصول مقاله: ۱۳۸۵/۹/۱۹ اصلاح نهایی: ۱۳۸۶/۲/۲ پذیرش مقاله: ۱۳۸۶/۳/۳۱

نویسنده مسئول: گروه آموزشی پروتزهای دندانی فک و صورت دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران e.mail:Fazelnaj@tums.ac.ir

مقدمه

امروزه جایگزینی دندانهای از دست رفته یکی از اصلیترین اهداف دندانپزشکی برای اعاده فانکشن و زیبائی می‌باشد. ایمپلنت‌های دندانی اوسئواینتگره موفقیت درازمدت در بازسازی بیماران کاملاً بی‌دندان و نیمه بی‌دندان را نشان داده‌اند. این موفقیتها به طور عمده به دلیل بهبود طرح ایمپلنت‌ها و روش ایمپلنت‌گذاری است که باعث اتصال مستقیم ایمپلنت و استخوان بدون بافت فیبروزه حد واسط می‌شود.(۱)، در طرحهای جدید با ایجاد ثبات اولیه و توزیع یکنواخت تنش بارگذاری و جایگزینی فوری دندانهای از دست رفته امکان‌پذیر شده است(۲) و در کاربردهای کلینیکی میزان موفقیتهای بیش از ۹۵٪ به همراه داشته است.(۲-۳) کپسول بافت فیبروزه اطراف ایمپلنت‌ها در صورتی تشکیل می‌شود که در طی دوره بهبودی حرکات جزئی داشته باشند.(٤)، هر نوع حرکت ریز بزرگتر از صد میکرون در طی دوره بهبودی می‌تواند اثر منفی روی اوسئواینتگریشن ایمپلنت‌ها داشته باشد.(۵)، علاوه بر آن تجمع فشار در

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-25]

اطراف رزوه‌های ایمپلنت‌های پیچی باعث تحلیل استخوان می‌شود. (٦)

سیستم‌های مختلف ایمپلنت‌های دندانی در تولیدات جدید خود اقدام به تولید نمونه‌هائی با امکان بارگذاری فوری کرده‌اند که از جمله آنها می‌توان سیستم Xive (www.Friadent.de) و نیساستان (www.Nisastan.com) را نام برد. تنوع محصولات از یک سو و پیشرفت روزافزون علم بیومکانیک که متعاقباً تحولات سریع تولید را باعث می‌شود از سوی دیگر، قدرت تشخیص و انتخاب را دشوار کرده است. با این وجود ارزیابی توزیع تنش و ثبات اولیه می‌تواند محقق را در این امر یاری کند.

یکی از راههای بررسی توزیع تنش و ثبات اولیه ایمپلنت‌ها در استخوان اطراف آن استفاده از روش تحلیل اجزای محدود (Finite Element Analysis) می‌باشد. این روش با همانندسازی شرایط in vivo با in vitro از طریق شبیه‌سازی الگو و خصوصیات فیزیکی امکان ارزیابی و مقایسه انواع مختلف ایمپلنت را فراهم می‌کند و به کمک آن می‌توان ضمن شناخت توانمندی سیستم‌های مختلف راه را برای تولید محصولات هر چه بهتر در داخل کشور هموار ساخت. از آنجائی که سیستم ایرانی نیساستان از نقطه نظر خصوصیات بیومکانیکی با انوع خارجی مقایسه نشده است. لذا در مطالعه حاضر اقدام به بررسی و مقایسه ثبات اولیه و توزیع تنش در استخوان اطراف به روش تحلیل اجزای محدود بین دو سیستم نیساستان نوع ILS (Immediate Loaded Screw) و زایو شده است.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی ابتدا یک نمونه از مدل اصلی ایمپلنت نیساستان نوع ILS به طول ۱۳ میلی‌متر و قطر چهار میلی‌متر و زایو به طول ۱۳ میلی‌متر و قطر ۳/۸ میلی‌متر تهیه شد. جهت ساخت مدل ایمپلنت‌ها از روش Digital projection استفاده گردید. با استفاده از دوربین Nikon مدل Coolpix5700 با قدرت تجزیه ٥/٢٤ مگاپیکسل و لنز 200m با زوم 8×Optical و 4×Digital در سطح کاملاً افقی از هر ایمپلنت بدون سوپراستراکچر (Superstructure) پنج تصویر دیجیتالی تهیه شد که چهار تصویر با چرخش سیصدو شصت درجه دوربین به دور ایمپلنت بدست آمد و تصویر پنجم جهت تأیید دقت با روش همپوشانی گرفته شد. این تصاویر به کامپیوتر منتقل شده و با انتقال به محیط اتوکد مقاطع، انحنای چند وجهی و اندازه قسمتهای ایمپلنت‌ها بدست آمد. سپس با نوشتن برنامه‌ای به زبان Fortran و Auto lisp مقاطع کامل از سه جهت بدست آمد. اندازه و زوایای مدل بدست آمده با اطلاعات کارخانه سازنده یکسان بوده و با تصاویر اولیه که با دوربین تهیه شد همخوانی داشت. در اینجا فایل خروجی به نرم‌افزار مدل‌ساز Solid work 2003 منتقل شد.

برای مدل‌سازی فک از بیمار بی‌دندان قالب‌گیری گردید و سپس مدل گچی تهیه شد. با برشهای دو میلی‌متری از این مدل و انتقال اندازه‌ها به کامپیوتر با نرم‌افزارهای فوق مدل فک پایین نیز تهیه گردید. در مدل مزبور ضخامت استخوان کورتیکال دو میلی‌متر و بقیه حجم داخل استخوان با استخوان اسفنجی پرشد.(۷)

به دلیل ماهیت مقایسه‌ای مطالعه و جهت کاهش عوامل مداخله‌گر برای ایمپلنت‌ها سوپراستراکچر در نظر گرفته نشد و از آنجائی که مقایسه بر روی ویژگیهای ماکروسکوپی انجام می‌شد خصوصیات سطحی و میکروسکوپی ایمپلنت نیز بازسازی نگردید.

طرح ایمپلنت‌ها براساس دستور شرکتهای سازنده در داخل مدل استخوان در ناحیه پرمولر اول قرار گرفت. مدل‌ها جهت تحلیل به نرم‌افزار Ansys 2003 نسخه ۷/۱ منتقل گردید. کامپیوتر مورد استفاده یک دستگاه پنتیوم IV با سرعت ۱/۸ گیگاهرتز و حافظه یک گیگا بایت بود و سیستم عامل ویندوز XP/2002 روی آن نصب شده بود. خواص فیزیکی مواد مورد مطالعه شامل Elastic modulus (Gpa) استخوان متراکم ۱۳/۷ و استخوان اسفنجی D2 1.4 و C.P. 115 Titanium به کامپیوتر داده شد. علاوه بر آن Poisson's Ratio استخوان اسفنجی نوع D2 و متراکم ۰/۳ و تیتانیوم ۰/۳٦ نیز به کامپیوتر داده شد. (۷)

مقدار نیرو پانصد نیوتن و با زاویه ۷۵ درجه نسبت به پلان افق در جهت لینگوباکال در نظر گرفته شد.(۸-۱۱)، در تعیین

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-25]

نوع اتصالات، اتصال استخوان اسفنجی و ایمپلنت به صورت کامل تعریف گردید یعنی میزان تماس مستقیم استخوان و ایمپلنت در ناحیه استخوان اسفنجی ۱۰۰٪ در نظر گرفته شد. در مورد اتصال استخوان متراکم اگر بین گردن ایمپلنت و استخوان متراکم کورتیکال اتصال ایجاد گردد در حقیقت حالت اسئواینگریشن بازسازی شده است. به همین دلیل برای ایجاد شرایط بارگذاری فوری و حذف حالت اسئواینتگریشن نباید این اتصال را داشت به این منظور باید یک غشای واقعی و لیکن با ضخامت درحد صفر بین استخوان کورتیکال و ناحیه گردن ایمپلنت قرار داده شود تا با وجود تماس مستقیم فیکسچر و استخوان، حالت اسئواینتگریشن ایجاد نشود. بر این اساس، با کمک ویرایش جدید برنامه Ansys این امکان فراهم شد که سطح ایمپلنت و استخوان با المان‌های سطحی تعریف شود و این دو سطوح را به اندازه ۰/۰۰۱ میلی‌متر از هم جدا کرده و یک فضای پوششی باز ایجاد گردد. برای امکان تحلیل دقیقتر و واقعیتر، از المان سه بعدی پارابولیک استفاده گردید. این المان برخلاف المان‌های نوع خطی در هر کدام از سطوح می‌تواند انحنا داشته باشد.

در این مطالعه المان چهار وجهی ده گره‌ای Solid 187 جهت ساخت حجم استفاده شد که در هر زاویه و وسط هر ضلع آن یک گره قرار دارد و هر گره دارای سه درجه آزادی حرکت در سه جهت اصلی می‌باشد.

برای سطوح ایمپلنت و استخوان مجاور المان هشت گره‌ای سطحی کنتاکت و تارگت به کار گرفته شد این المان‌ها فقط با المان‌های سه بعدی که وسط هر ضلع آن دارای گره باشند قابل به کارگیری است.

المان‌های کنتاکت برای سطوح مواد مستقل (وارد کننده نیرو) و المان تارگت برای سطح مواد پذیرنده و تحت تاثیر نیرو به کار گرفته شد. برای تعیین تعداد گره‌ها و المان‌ها چندین بار تعداد و اندازه المان‌ها تغییر داده شد تا نهایتا حالت Node independent بدست آمد که کاهش و افزایش گره‌ها و المان تغییری در پاسخ مسئله ایجاد نمی‌کرد. در این وضعیت تعداد کل گره‌ها در ایمپلنت نیساستان ٦٤٥٣٦ و تعداد المان‌ها ۳۹۷٦۲ عدد بود و در ایمپلنت زایو تعداد گره‌ها ۱٦۰۲۷۷ و المان‌ها ۱۰۵۹۷۵ عدد بود. درصد خطا در مدل‌ها 10^{-6} میلی‌متر بوده و تحلیل هر مدل ایمپلنت تقریباً ده ساعت به طول انجامید.

یافته‌ها

پس از تحلیل مدل‌های تهیه شده، حداکثر تنش و توزیع تنش Von Misses در استخوان اطراف هر ایمپلنت و میزان جا به جایی ایمپلنت‌ها بررسی شد.

در ایمپلنت‌های نیساستان حداکثر تنش در استخوان اطراف گردن ایمپلنت و در ناحیه باکال دیده شد که میزان آن حدود ۳۷ مگاپاسکال بود. تنش ناحیه تنه به سمت ناحیه آپکس کاهش می‌یافت. تجمع تنش در انتهای خارجی رزوه دیده شد که به تدریج به سمت عمق رزوه و بدنه ایمپلنت کاهش می‌یافت. کمترین تنش در ناحیه دو سوم میانی تنه ایمپلنت در سمت لینگوال دیده شد.

حداکثر میزان جا به جایی ایمپلنت نیساستان ۱۵۲ میکرون بود که تقریباً در رزوه‌های میانی مشاهده می‌شد. (شکل۱)

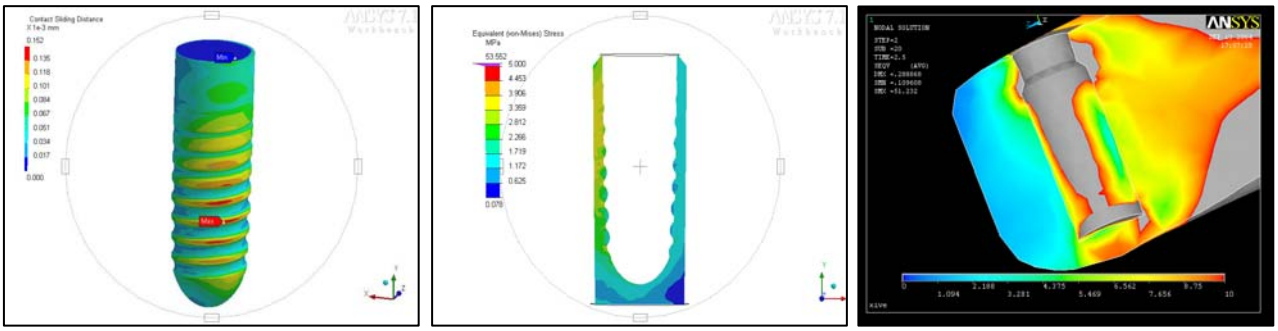
در ایمپلنت زایو حداکثر تنش تقریباً در ناحیه Mid most باکال دیده شد که میزان آن حدود سی مگاپاسکال بود تنش ناحیه تنه به تدریج به سمت آپکس کاهش می‌یافت، تجمع تنش و کمترین تنش در این ایمپلنت مشابه نیساستان بود.

میزان حداکثر جا به جایی این ایمپلنت ۲۸٤ میکرون ثبت شده که در ناحیه کولار ایمپلنت نزدیک لبه فوقانی در سمت لینگوال مشاهده می‌شد. (شکل ۲)

مقایسه توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها و رزوه‌ها نشان داد که توزیع تنش در اطراف ایمپلنت نیساستان نسبت به زایو یکنواخت‌تر است و میزان حداکثر تنش در اطراف رزوه‌های آن کمتر بود و میزان تنش تمرکز یافته در رأس رزوه‌های زایو بیشتر از نیساستان بود.

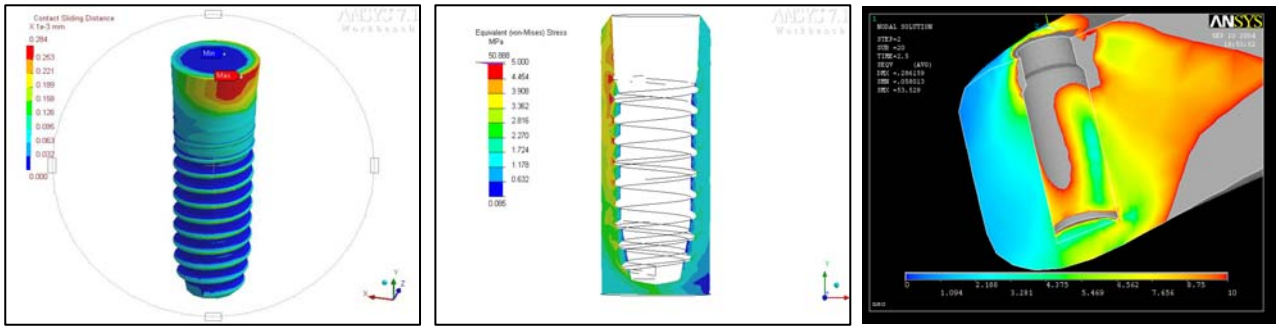
در هر دو ایمپلنت میزان تنش استخوان اطراف از ناحیه گردن به آپکس کاهش می‌یافت میزان حداکثر تنش در ایمپلنت زایو کمتر از نیساستان بود.

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-25]



توزیع تنش در اطراف استخوان — توزیع تنش اطراف رزوه‌های ایمپلنت — حداکثر جا به جایی ایمپلنت

شکل ۱: توزیع تنش در اطراف استخوان و رزوه‌های ایمپلنت نیساستان و حداکثر جا به جایی آن



توزیع تنش در اطراف استخوان — توزیع تنش اطراف رزوه‌های ایمپلنت — حداکثر جا به جایی ایمپلنت

شکل ۲: توزیع تنش در اطراف استخوان و رزوه‌های ایمپلنت زایو و حداکثر جا به جایی آن

بحث

بر اساس مطالعه Pilliar در سال ۱۹۸٦ و Viceconti حرکات ریز کمتر از ۱۵۰-۲۰۰ میکرون باعث شکست در اوسئواینتگریشن نمی‌شود.(۱۲-۱۳)، البته اکثر مقالات حداکثر جا به جایی صد و پنجاه میکرون را برای موفقیت گزارش کرده‌اند. (۱٤-۱۵)

در مطالعه حاضر ایمپلنت نیساستان با حداکثر حرکت ۱۵۲ میکرون ثبات اولیه بهتری نسبت به ایمپلنت زایو با حداکثر حرکت ۲۸٤ میکرون داشته است براساس تحقیقات Albrekston در سال ۱۹۹۰ هر چه سطح تماس ایمپلنت بین استخوان سالم و ایمپلنت کاهش یابد ثبات اولیه کم می‌شود.(۱٦)، ایمپلنت زایو به دلیل ۰/۲ میلی‌متر قطر کمتر و دارا بودن ناحیه Colar صاف و بدون رزوه دارای سطح کمتری است. با این وجود از آنجائی که در مطالعه حاضر فقط ماکرودیزاین به تنهائی بررسی شده و سایر عوامل همچون خشونت سطحی و شیوه‌های جراحی در نظر گرفته نشده است لذا بالا بودن میزان حرکت ایمپلنت زایو نمی‌تواند دلیل عدم تجویز این سیستم برای بارگذاری فوری باشد. همان گونه که در نتایج مشاهده شد تنش ایجاد شده در آپکس زایو بیشتر از نیساستان بود و علت آن می‌تواند شکل مخروطی ایمپلنت زایو و فرم استوانه‌ای نیساستان باشد و با نتایج Siegele و Patra مطابقت دارد.(۱۷-۱۸)

در مطالعه حاضر حداکثر تنش در استخوان کورتیکال مجاور Colar ایجاد شده بود که با اغلب مطالعات دیگر مطابقت دارد.(۱۱،۸)، نتایج بدست آمده از تمرکز تنش در اطراف زروه‌ها در مطالعه حاضر با مطالعه Chun در سال ۲۰۰۲ مطابقت دارد.

مقدار حداکثر تنش در ایمپلنت زایو سی مگاپاسکال و در نیساستان ۳۷ مگاپاسکال بود که به دلیل Colar صاف در ایمپلنت زایو و وجود رزوه در ناحیه گردن ایمپلنت نیساستان می‌باشد(۱۹) محل این تمرکز فشار در باکال بوده که با مطالعه Pierrisrard و Chun مطابقت دارد. (۱۱،۸)

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-25]

میزان این تنشها در حد تخریب سلول‌های استخوانی نمی‌باشد و در خارج از محدوده تنشهای لازم برای استخوان‌سازی یعنی (٤٨ مگاپاسکال) قرار نمی‌گیرد.(۲) Pierrisnard در سال ۲۰۰۲ کاری مشابه مطالعه حاضر بر روی ایمپلنت‌های پیچی کلاسیک انجام داد و نتایج بدست آمده او تنش و حرکت بسیار بالاتری را نشان داد.(۸)

از آنجائی که اختلاف اصلی دو مطالعه نوع ایمپلنت بود می‌توان نتیجه گرفت احتمالاً ماکرودیزاین ایمپلنت‌های فوری بارگذاری شونده منجر به کاهش حرکات و تنش آنها بعد از بارگذاری می‌شود.(۷)

از سوی دیگر با توجه به آنکه بررسیهای متعدد کلینیکی موید کارآمدی سیستم زایو (۲۰) و نیساستان (۲۱) در بارگذاری فوری بوده است. می‌توان گفت، امکان بارگذاری فوری یک نوع ایمپلنت به مجموع عواملی همچون میکرودیزاین، ماکرودیزاین، تکنیک جراحی، نوع استخوان و عوامل دیگری وابسته است و برآیند این عوامل تعیین کننده توانمندی یک سیستم برای بارگذاری فوری می‌باشد. لذا برای توصیه قاطع به کارگیری این ایمپلنت‌ها جهت بارگذاری فوری آزمایشات و مطالعات کلینیکی و پاراکلینیکی مکمل فراوانی نیاز می‌باشد که باید مورد توجه قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

هر دو سیستم ایمپلنت (Nisastan-(ILS و Xive شرایط لازم برای بارگذاری فوری را دارند ولی از نقطه نظر ماکرودیزاین در ایمپلنت نیسساستان توزیع تنش و میزان حرکات ریز کمتر از زایو بود.

REFERENCES

1. Lungo G, Raimondo R, Filippini P, Gualini F, Paoleschi C. Early loading of sandblasted, Acid Etched Implants in the posterior maxilla and mandible: A 1 year fallow up report from a multi center 3-year prospective study. Int J Oral Maxillofac Implant. 2005 Feb;20(1):84-91.
2. Degidi M, Piattelli A. Comparative analysis study of 702 dental implants subjected to immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods with a follow–up of up to 24 months. Int J Oral Maxilofac Implants. 2005 Feb;20(1):99-106.
3. Nordin T, Nilsson R, Frykholm A, Hallman M. A 3-Arm study of early loading of rough surfaced implants in the completely edentulous maxilla and in the edentulous posterior maxilla and mandible; Results after 1 year of loading. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004 Dec; 19(6):880-886.
4. Digidi M, Piattelli A. Immediate functional and non functional loading of dental implants: A 20 to 60 month follow up study of 646 titanum implants. J Peridont. 2003 Feb;74(2):225-241.
5. Tarnow D, Emtiaz SH, Classi A. Immediate loading of threaed implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1 to 5 year Data. Int J Oral & Maxillofac Impl. 1997 Jun;12(3):319-324.
6. Zarb GA, Bolender CL, Eckert SE, Fenton AH, Jacob RF, Mericske – stern R. Prosthodontic treatment for edentulous patients, 12th ed. St Louis: Mosby; 2004,483-498.
7. Schwartz – Dabney, PC Dechow. Edentulation alters material propreties of cortical bone in the human mandible. J Dent Res. 2002 Sept;81(9):613-617.
8. Pierrisnard L, Hare G, Barquins M, Chappard D. Two dental implants designed for immed iate loading: A finite element analysis. Int J Oral Maxillofacial Implants 2002 May-Jun;17(3):353-62.
9. Piattelli A, Manzon L, Scarano A, Paolantonio M, Piatteli M. Histologic and histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium implants: An experimental study in rabbits. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998 Nov-Dec;13(6):805-10.

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-25]

10. Henry P, Rosenberg I. Single stage surgery for rehabilitation of the edent ulousmandible: preliminary results. Pract Periodontics Aesthet Dent. 1994;Nov-Dec;6(9):15-22.
11. Chun HG, Cheong SY. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehab. 2002;Jun 29(6):565-574.
12. Pilliar RM, Lee JM. Maniatopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. Clin OrthopRelat Res. 1986 Jul; 5(2): 108-113.
13. Viceconti M, Muccini R, Bernakiewicz M, Baleani M, Cristofolini L. Large sliding contace elements accurately predict levels of bone – implant micromotion relevant to osseointegration. J Biomech. 2000 Dec;33(12)1611-1618.
14. Brunski JB. Avoid pitfalls overloading and micromotion of intraosseous implants (inter view). Dent Implantol Update. 1993 Oct;4(10):77-81.
15. Chong W, Davliakos JP, Fischman B, Soadoun AP, Takacs G. Immediate loading. Implant Dent. 2002 Dec;11(4): 315-23.
16. Albrektsson T, Sennerby L. Direct bone anchorage of oral implants: Clinical and experimental consideration of the concept of osseointergration. Int J Prosthodont. 1990 Jan-Feb;3(1):30-41.
17. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac Implant. 1989 Mar;4(2):333-540.
18. Patra AK, Depaolo JM, Souzaks, Detollo D, Meenayh MA. Guidelines for andysis and redesign of Dental Implants. Implant Dent. 1998 Dec;7(4):355-68.
19. Zarb GA, Branemark PI, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985,75-83.
20. Lorenzini M, Pertl CH, Zhang K, Wimmer G, Wegscheider W. Immediate loading of single – tooth implants in the anterior maxilla. preliminary results after one year. Clin Oral Impl Res. 2003 Apr;14(2):180-187.
۲۱. نامجونیک، شهرام؛ شهاب، شهریار. بلوچ، امیر. بازسازی Immediate load تک دندانی با ایمپلنت‌های دندانی OPILS سیستم نئودنت. مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان ۱۳۸٤ بهار، دوره ۱۷ شماره ۱: ٦٦-٧٤.

[Downloaded from jida.ir on 2024-04-25]