

مقایسه رفتار بیومکانیکال مینی ایمپلنت با اعمال شرایط واقعی کارکرد با استفاده از شبیه‌سازی المان محدود

دکتر علیرضا عرب سلغار^{۱*}، دکتر محدثه عرب سلغار^۲

۱- استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه ولی عصر (عج) رفسنجان، رفسنجان، ایران

۲- استادیار، گروه پرودانتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان، کرمان، ایران

خلاصه:

سابقه و هدف: در مطالعه حاضر با توجه به اهمیت بکارگیری ایمپلنت‌های کوتاه در فضاهای کوچک بین ناحیه بی‌دندان، تحلیل تنش دو کیفیت متفاوت از استخوان فک D2 و D3 اطراف سه نوع مینی ایمپلنت با استفاده از روش المان محدود انجام گردید.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی سه نوع میلی ایمپلنت استئوکرف دنتیس و دیو وارد مطالعه شدند. جهت بارگذاری، یک نیروی عمودی ۱۰۰ نیوتنی و نیروی جانبی ۱۰۰ نیوتنی با زاویه ۴۵ درجه بر روی بالاترین قسمت اباتمنت اعمال شد. مقادیر تنش در مینی ایمپلنت و استخوان پیرامونش با استفاده از نرم‌افزار ABAQUS ارزیابی شد.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد که مقادیر تنش فون مایرز در استخوان با کیفیت D3 برای تمامی ایمپلنت‌ها بیشتر از استخوان D2 می‌باشد، همچنین مقدار تنش در استخوان کورتیکال بیشتر از استخوان اسفنجی می‌باشد.

نتیجه‌گیری: در تمامی سیستم‌های مورد بررسی بزرگی تنش‌ها در استخوان، در محدوده فیزیولوژیک بود. علاوه بر این نحوه توزیع تنش نیز در استخوان کورتیکال در تمامی سیستم‌های مورد بررسی مشابه بود. همچنین مقدار حداکثر تنش در گردن ایمپلنت در محل اولین رزوه ایمپلنت بوده و مینی ایمپلنت استئوکرف تنش کمتری را در استخوان ایجاد کرد.

کلمات کلیدی: مینی ایمپلنت، بیومکانیک، المان محدود، استخوان فک

وصول مقاله: ۹۵/۸/۱۸ اصلاح نهایی: ۹۵/۱۱/۱۷ پذیرش مقاله: ۹۵/۱۱/۲۲

مقدمه:

استئواینترگریت شده و خارج کردن آن‌ها مشکل می‌شود تا حدی که کارخانه‌های تولیدکننده، آن‌ها را برای استفاده طولانی مدت توصیه می‌کنند.^(۳) ظرفیت تحمل نیرو در ایمپلنت‌ها بایستی بیشتر از نیروی وارده حین فانکشن باشد در غیر این صورت سبب شکست بیولوژیکال (تخریب استخوان اطراف ایمپلنت در نتیجه تنش و کرنش استخوان اطراف ایمپلنت تحت نیروهای وارده بر ایمپلنت، در صورتی که نیروهای وارده از حد تحمل فیزیولوژیک بالاتر باشند سبب تخریب استخوان اطراف ایمپلنت می‌شوند) یا شکست مکانیکال (بیشترین مقادیر تنش‌های وارده کمتر از مقاومت نهایی ماده و در بسیاری موارد حتی کمتر از مقاومت تسلیم بوده است. شاخص‌ترین ویژگی این‌گونه از شکست‌ها آن است که تنش‌ها به‌دفعات بسیار زیاد تکرار شوند. این‌گونه از شکست‌ها را شکست خستگی می‌نامند که منجر به شکستگی ایمپلنت می‌گردند) می‌شود.^(۱) افزایش قطر ایمپلنت سبب افزایش سطح ایمپلنت و کاهش نیروهای وارده، خصوصاً نیروهای جانبی شده و خطر افزایش نیرو را کاهش می‌دهد و بنابراین میزان تماس استخوان با ایمپلنت را افزایش می‌دهد. هر میلی‌متر کاهش در

امروزه ایمپلنت‌های دندانی یک طرح درمان ایده‌آل در جایگزینی دندان‌های از دست رفته در بیماران با بی‌دندانی نسبی یا کامل بشمار می‌روند. ایمپلنت‌ها زیبایی و فانکشن از دست رفته را به بیمار باز می‌گردانند و میزان موفقیت بلند مدت آن‌ها به اثبات رسیده است. اما جایگزینی دندان با استفاده از ایمپلنت نیازمند ثبات ایمپلنت در بافت‌های استخوانی و در محل مناسبی از فک است و در برخی شرایط به علت فقدان استخوان کافی ناشی از تحلیل استخوان به دنبال بیماری‌های پرودنتال، تروما و یا متعاقب کشیدن دندان مشکلات عدیده‌ای برای کلینیسین ایجاد می‌کند.^(۱) همچنین گاهی فضای کافی جهت گذاشتن ایمپلنت با قطر استاندارد به علت ناکافی بودن ابعاد مزودیستالی بین دو دندان وجود ندارد لذا ایمپلنت‌هایی با قطر کم تحت عنوان مینی ایمپلنت‌ها (ایمپلنت‌های با قطر کمتر از ۳ میلی‌متر) بکار می‌روند که میزان موفقیت طولانی مدت آن‌ها همچنان نامشخص است.^(۲) مینی ایمپلنت‌ها به‌عنوان ایمپلنت‌های اینتریوم جهت ساپورت پروتزهای موقت بکار می‌روند اما از سوی دیگر به‌خوبی

متوسط ۴۷/۹۰ تا ۲۴/۴۶ ماهه به ترتیب برابر با ۰/۹۹/۳ و ۰/۹۸/۸٪ در ایمپلنت بود. آن‌ها پیشنهاد کردند که درمان با ایمپلنت‌های کوتاه می‌تواند مطمئن و قابل پیش‌بینی باشد به شرط آنکه آن‌ها تحت پروتوکول‌های کلینیکی مشخص بکار روند.^(۴،۵) و Pieri همکاران به صورت آینده‌نگر پیامدهای کلینیکی و رادیوگرافیک ۶۱ ایمپلنت بسیار کوتاه ۴ میلی‌متر، که از دنچرهای پارسیل ثابت پشتیبانی می‌کردند را در مندیبل‌های خلفی بشدت آتروفی شده، ارزیابی کردند. ایمپلنت‌ها بعد از ۵ تا ۶ ماه بارگذاری شدند. آن‌ها شکست دو ایمپلنت را قبل از بارگذاری ثبت کردند، درحالی‌که ایمپلنت‌های دیگر دارای اثرات کلینیکال و رادیوگرافیک مطلوبی در طول دوره مشاهده (ماندگاری ۲ ساله و میزان موفقیت ۰/۹۶/۸) بودند. میانگین تغییرات در سطوح استخوان مارچینال پایدار بود (۰/۴±۰/۲۳، ۰/۵۱±۰/۳۸، و ۰/۶±۰/۱۳ میلی‌متر بعد از به ترتیب ۶ ماه، یک و دو سال) و تحت تأثیر نسبت اندازه‌گیری شده کرون به ایمپلنت (محدوده ۱/۳۱ تا ۳/۱۲) نبود.^(۶) کاربرد اصلی ایمپلنت‌های کوتاه در خلف فک بالا و پایین، در محلی است که تحلیل شدید استخوان باقیمانده بالای سینوس ماگزایلا و مندیبل وجود دارد. در مورد ریسستوریشن‌های ثابت در فک بی‌دندان، یک گزینه برای ایمپلنت‌های کوتاه، حذف ایمپلنت‌ها در فک خلفی و استفاده از راه‌حل کانتیلور می‌باشد. مطالعات کلینیکال این گزینه درمانی را به‌عنوان یک‌راه حل موفقیت‌آمیز قابل اطمینان معرفی کرده‌اند.^(۷،۸) به‌هرحال وقتی که استخوان ریزجوال کافی وجود دارد، یک ایمپلنت کوتاه دیگر برای فراهم کردن حمایت اضافی در ناحیه دیستال باید وارد شود.^(۹)

در تمام مواردی که در ناحیه خلفی کاهش ارتفاع استخوان باقیمانده دیده می‌شود. جراحی اگمانتاسیون به‌صورت آلترناتیو برای اطمینان از جایگذاری طول ایمپلنت رایج استفاده می‌شود. در فک بالا این می‌تواند به‌وسیله روش‌های اگمانتاسیون سینوس انجام شود.^(۱۰)

در صورتی که ارتفاع استخوان الوئولار در جهت لترال مندیبل برای طول ایمپلنت رایج کافی نباشد، اگمانتاسیون استخوان،

قطر ایمپلنت سبب کاهش سطح فانکشنال بین ۲۰۰ تا ۳۰ درصد می‌شود (بسته به طراحی ایمپلنت و شکل پیچ‌ها). لذا مینی ایمپلنت‌ها در معرض مشکلاتی همچون افزایش نیروی مازاد بر استخوان مجاور بوده و احتمال شکست ایمپلنت را افزایش می‌دهند.^(۲)

Chang و همکاران آنالیز بیومکانیکال تأثیر قطر ایمپلنت و کیفیت استخوان را در ایمپلنت‌های کوتاه جایگذاری شده در خلف ماگزایلا آتروفیک بررسی کردند. نتایج شبیه‌سازی شده نشان داد که قطر ایمپلنت روی کرنش استخوان، تحت تأثیر بارگذاری عمودی نیست دو کرنش استخوان با کمترین چگالی در حدود ۰/۵۸/۵۸٪ تحت بارگذاری جانبی افزایش می‌یابد. همچنین آن‌ها دریافتند که بارهای جانبی کرنش زیادی را در استخوان و تنش زیادی را در ایمپلنت نسبت به بارگذاری عمودی اعمال می‌کنند.^(۱۱) و Akpinar و همکاران مقایسه‌ای روی ویژگی‌های توزیع تنش و کرنش در دو طرح متفاوت ایمپلنت برای پروتزهای ثابت با گسترش دیستالی انجام داد. او نتیجه گرفت که اندازه ایمپلنت بر ثبات آن در استخوان اهمیت زیادی دارد. همچنین فاکتورهایی از قبیل اکلونژن، نیروهای چونده، تعداد ایمپلنت‌ها و موقعیت آن‌ها در پروتز روی نیروهایی که در استخوان مجاور ایمپلنت عمل می‌کنند تأثیر می‌گذارد.^(۲)

Yang و همکاران کارایی بیومکانیکال ۷ ایمپلنت ۷ میلی‌متری را در ریسستوریشن‌های اسپلینت شده با استفاده از کرنش‌سنج به‌صورت تجربی ارزیابی کردند. آن‌ها یک نیروی مایل ۵۰ نیوتنی به ریسستوریشن‌ها اعمال کردند و مشاهده کردند که کرنش به‌صورت چشمگیری با افزایش قطر ایمپلنت کاهش می‌یابد و همچنین کرنش در ایمپلنت‌های اسپلینت شده با قطر یکسان و آن‌هایی که با ایمپلنت‌های بلندتر اسپلینت شده بودند، برابر است.^(۳) آن‌ها پیشنهاد دادند که اسپلینت کردن دو ایمپلنت کوتاه دارای همان تأثیر بیومکانیکال است که با اسپلینت کردن آن‌ها با ایمپلنت‌های بلند تکی به دست می‌آید.

مطالعات گذشته‌نگر نشان داد که میزان کلی ماندگاری ۱۲۸۷ ایمپلنت کوتاه (کوچک‌تر از ۸/۵ میلی‌متر) در یک دوره پیگیری

کیفیت D3، یک لایه نازک با ضخامت ۱ میلی‌متر از استخوان کورتیکال، هسته استخوان تراپکولار را احاطه می‌کند. در تمامی مدل‌ها ارتفاع اباتمنت و ضخامت گام به ترتیب ۶ میلی‌متر و ۰/۲۲ میلی‌متر بود. همچنین ضخامت رزوه ایمپلنت در مدل دیو، دنتیس و استئوکر به ترتیب ۱/۰۰، ۰/۶۱ و ۱/۰۸ میلی‌متر بود.

مدل سه بعدی استخوان با استفاده از یک مدل پوسته استخوان ایجاد گردید. علاوه بر این، مدل سه بعدی ایمپلنت‌ها (فیکسچر و اباتمنت) با دقت طراحی ۰/۰۱ میلی‌متر با استفاده از نرم افزار Solidworks به دست آمد. برای تمامی ایمپلنت‌های مورد مطالعه برای به دست آوردن سازه مدل‌ها مانند رزوه‌ها، زاویه گام‌ها و شکل رزوه‌ها از تکنیک اسکن سه بعدی استفاده شده است. تحلیل المان محدود ایمپلنت‌ها با استفاده از نرم افزار (Abaqus) انجام گرفت. مدل‌های المان محدود استخوان و ایمپلنت با استفاده از شبکه‌بندی خودکار با المان‌های چهار وجهی با شیپ فانکشن مرتبه دوم به دست آمد. این نوع از المان‌ها دارای سه درجه آزادی در هر گره در امتداد محورهای مختصات می‌باشند. در حالت کلی، برای یک مدل پیچیده با تعداد المان‌های یکسان، المان‌های مرتبه دوم نتایج بهتری نسبت به المان‌های مرتبه اول می‌دهند به دلیل آنکه المان‌های مرتبه دوم مرزهای دارای انحنا را بهتر پوشش داده و تقریب ریاضی بهتری را ارائه می‌دهند.

از المان‌های چهار وجهی ده گره‌ای با توابع شکل مرتبه دو برای تقسیم هندسه به اجزاء محدود استفاده شده است، این المان دارای سه درجه آزادی در هر گره شامل جابجایی در جهت محورهای مختصات می‌باشد. در حالت کلی برای یک مدل پیچیده با تعداد المان‌های یکسان، المان‌های مرتبه دو نتایج بهتری را نسبت به المان‌های مرتبه یک حاصل می‌کنند، زیرا اولاً مرزهای دارای انحنا را بهتر پوشش می‌دهند و ثانیاً تقریب ریاضی بهتری را ایجاد می‌کنند. در تمام آنالیزها، المان‌بندی مدل در نواحی حساس کنترل شد، به طوری که اینترفیس‌ها با اندازه‌های کوچک‌تر المان‌بندی شدند. نوع تماس در

به‌عنوان گزینه‌ای برای ایمپلنت‌های کوتاه، به‌طور مشخصی نسبت به اگمانتاسیون استخوان در ناحیه سینوس پیچیده‌تر و کمتر قابل پیش‌بینی است.^(۱۱) بعلاوه ایمپلنت‌های کوتاه در این ناحیه یک گزینه انتخابی و درمانی خوب در اگمانتاسیون عمودی است و در این صورت درمان سریع‌تر و ارزان‌تر بوده و با شکست کمتر مواجه می‌گردد.^(۱۲)

هم‌اکنون سیستم‌های مختلفی از ایمپلنت وجود دارند که مینی ایمپلنت‌ها را با طرح‌های مختلف عرضه می‌کنند اما مطالعات کمی در خصوص این سیستم‌ها و مقایسه آن‌ها با یکدیگر وجود دارد. لذا در این مطالعه بر آن شدیم که به مقایسه رفتار بیومکانیکال استخوان اطراف سه نوع مینی ایمپلنت دنتیس (Dentis)، دیو (Dio) و استئوکر (Osteocare) در دو مدل استخوانی D2 و D3 با استفاده از روش محاسباتی اجزای محدود پردازیم.

مواد و روش‌ها:

در این مطالعه توصیفی، روش المان محدود برای تحلیل رفتار مکانیکی سه نوع مختلف از سیستم‌های مینی ایمپلنت که در شکل (۱) نشان داده شده است، بکار برده شد.

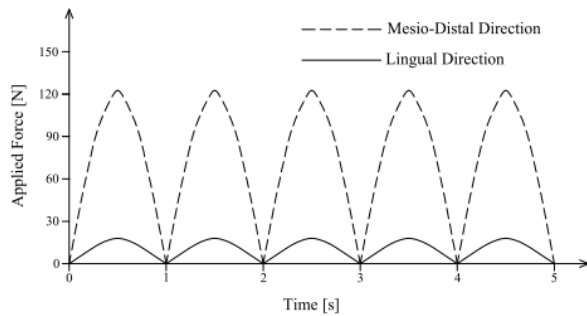


شکل ۱ - نمای سه بعدی از مینی ایمپلنت‌های مورد مطالعه

همه ایمپلنت‌های مورد مطالعه قطر ۲/۵ میلی‌متر و طول ۱۰ میلی‌متر داشتند که در یک مدل استوانه‌ای از استخوان نوع

استئوکر دنتیس دیو

D2 و D3 قرار داده شده‌اند. در استخوان با کیفیت D2، یک لایه با ضخامت ۲ میلی‌متر از استخوان کورتیکال یک هسته از استخوان تراپکولار را احاطه می‌کند در حالی که در استخوان با



شکل ۲- تاریخچه بار دینامیکی وارد بر ایمپلنت‌ها برای مدت زمان پنج ثانیه

تعداد سیکل‌های بارگذاری بر اساس این فرض می‌باشند که در روز سه بار زمان جویدن وجود دارد به طوری که مدت زمان هر بار جویدن ۱۵ دقیقه با نرخ ۶۰ سیکل بر دقیقه می‌باشد (۱Hz) که این معادل با ۲۷۰۰ سیکل جویدن در روز می‌باشد.^(۱۴،۱۵) در ضمن تنش‌های فون مایز به‌عنوان یک شاخص برای تعیین اندازه بزرگی تنش‌ها جهت تحلیل توزیع تنش‌ها در استخوان کورتیکال تحت شرایط بارگذاری استاتیکی و دینامیکی مورد استفاده قرار گرفت. به طوری که توزیع تنش در جهت محور در سطح مشترک استخوان-ایمپلنت و حداکثر مقدار تنش فون مایز در هر حالت نشان داده شد.

شایان ذکر است که این مطالعه در دانشگاه ولی عصر رفسنجان و مرکز تحقیقات دانشگاه علوم پزشکی کرمان از خردادماه ۱۳۹۴ تا مهرماه ۱۳۹۵ انجام شد.

یافته‌ها:

جهت مقایسه نتایج به دست آمده از آنالیز اجزا محدود از دو شاخص تنش فون مایز و تنش در اینترفیس‌ها استفاده شد: معمولاً از شاخص تنش فون مایز برای پیش‌بینی شکست در قطعات و از شاخص تنش در اینترفیس‌ها برای پیش‌بینی دی باندینگ بین دو قطعه استفاده می‌شود. در شکل‌های نشان داده شده جهت مقایسه از رنگ آبی جهت تعیین نقاط کم تنش و از رنگ قرمز جهت تعیین نقاط پرتنش استفاده شده است. در شکل‌های ۳ و ۴ تنش‌های فون مایز در اطراف ایمپلنت‌ها به ترتیب زمانی که در استخوان D2 و D3 واقع شده‌اند نشان

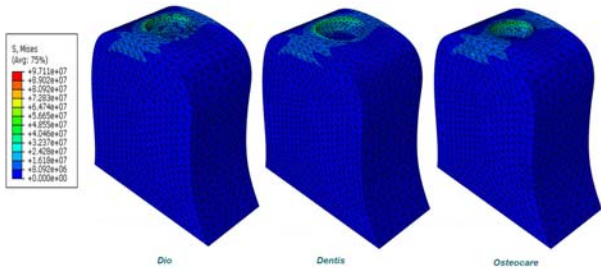
اینترفیس‌ها از نوع سطح به سطح و به صورت کاملاً باند شده تعریف شد. از آنجایی که طی فرآیند استئواینترگریت، استخوان اطراف دندان خودش را با هندسه ایمپلنت تطابق می‌دهد لذا در اینترفیس‌ها Master به‌عنوان سطح ایمپلنت و Slave به‌عنوان سطح استخوان تعریف شد.

تعداد المان‌ها با هندسه و اندازه المان‌ها تغییر می‌کند. لذا برای اینکه از مناسب بودن تراکم المان‌بندی بکار رفته در آنالیز المان محدود اطمینان حاصل شود آنالیز حساسیت به مش در تمام نمونه‌ها انجام شد، و این کار منجر به ۶۵۰۰۰-۱۱۵۰۰۰ المان در هر یک از نمونه‌ها شد.

در مطالعه حاضر فرض شد که مواد خطی، همگن و ایزوتروپیک هستند و سطح مشترک استخوان-ایمپلنت به‌طور کامل استئواینترگریت شده است. برای مدل‌سازی دینامیکی، ایمپلنت و استخوان اطرافش باید تحت تنش‌هایی با محدوده مشخص باشند. در بارگذاری استاتیکی لازم است که نیروهای مایل نیز جهت واقعی‌تر کردن مدل‌سازی در محاسبات لحاظ گردند. بنابراین فرض شد که مینی ایمپلنت‌ها در معرض دو نیرو قرار دارند؛ یک نیروی ۳۰ نیوتنی با زاویه ۴۵ درجه نسبت به محور Y ها و یک نیروی ۱۰۰ نیوتنی عمودی. شایان ذکر است که نیروها به بالاترین قسمت اباتمنت‌ها اعمال گردید.^(۱۳)

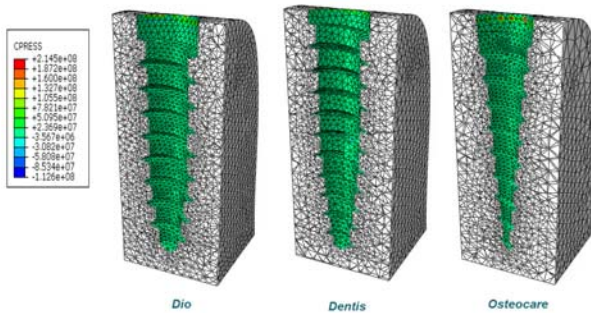
بعد از شبیه‌سازی، ابتدا تنش‌های استخوان اطراف مینی ایمپلنت‌ها محاسبه شد و با یکدیگر مقایسه می‌گردید. در شبیه‌سازی نیروهای عضلات جوده، نیروهایی مشابه با نیروی جویدن در بزرگسالان، به مدل مربوطه اعمال گردید.

همچنین در مدل‌سازی، نیروهای جویدن وابسته به زمان نیز اعمال گردید. تغییرات بارهای دینامیکی وارد بر ایمپلنت برای مدت زمان ۵ ثانیه در شکل ۲ دیده می‌شود.

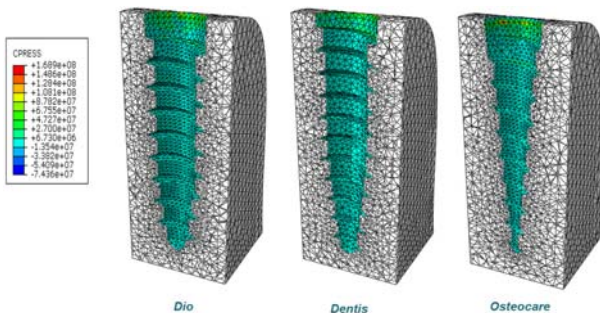


شکل ۶ - توزیع تنش‌های فون مایز در سه سیستم در استخوان نوع D3

در شکل ۷ و ۸ تنش‌های فشاری در اینترفیس استخوان و ایمپلنت به ترتیب در استخوان D2 و D3 نشان داده شده است. همان‌طور که دیده می‌شود یک مقطع مزیدستیالی از استخوان جهت مشاهده بهتر این تنش‌ها تهیه شده است.

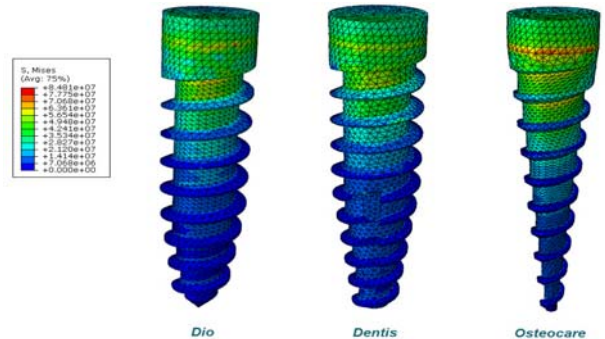


شکل ۷ - تنش‌های فشاری در اینترفیس استخوان و ایمپلنت در محل استخوان D2

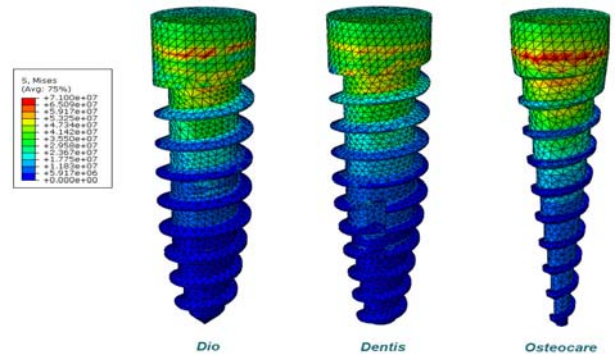


شکل ۸ - تنش‌های فشاری در اینترفیس استخوان و ایمپلنت در محل استخوان D3

داده شده است. همان‌گونه که از شکل‌ها مشاهده می‌شود در هر سه سیستم حداکثر تنش‌ها در سمت لبیال و در ناحیه سرویکال واقع شده‌اند.

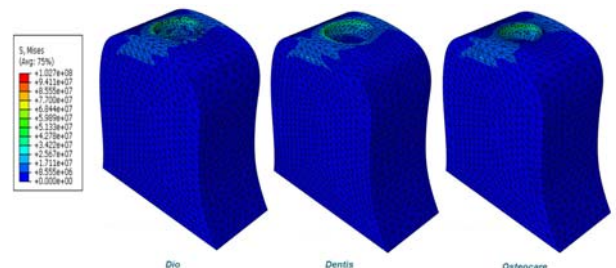


شکل ۳ - توزیع تنش‌های فون مایز در سه سیستم در استخوان



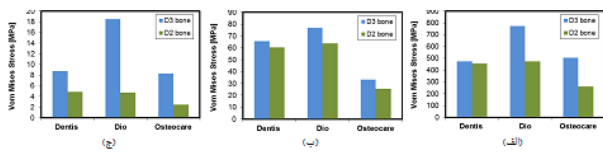
نوع D2

شکل ۴ توزیع تنش‌های فون مایز در سه سیستم در استخوان نوع D3



شکل ۵ - توزیع تنش‌های فون مایز در سه سیستم در استخوان نوع D2

با توجه به تحلیل استاتیکی استخوان نوع D3 که در شکل ۱۱ نشان داده شده است، مقدار تنش در مجموعه ایمپلنت-استخوان برای سیستم‌های دنتیس، دیو و استئوکر به ترتیب ۴۷۴، ۷۷۳ و ۵۰۴ مگا پاسکال می‌باشد.



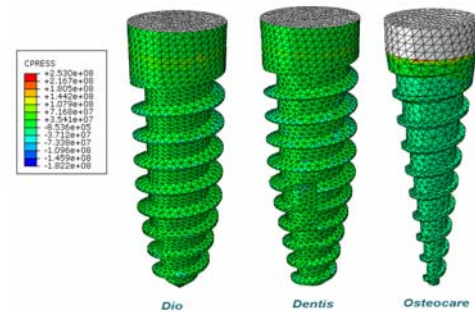
شکل ۱۱ - تنش‌های فون مایز در (الف) ایمپلنت؛ (ب) استخوان کورتیکال؛ (ج) استخوان اسفنجی

همچنین ماکزیمم تنش فون مایز متناظر با آن‌ها در استخوان کورتیکال به ترتیب ۶۵/۴۹، ۷۶/۷۷ و ۳۳/۲۶ مگا پاسکال و در استخوان اسفنجی به ترتیب ۸/۷۵، ۱۸/۵۱ و ۸/۲۵ می‌باشد. در استخوان با کیفیت D2، تنش‌های فون مایز استخوان کورتیکال به ترتیب ۷/۵۳، ۴/۱۲ و ۴/۰۲ برابر بیشتر از استخوان اسفنجی در سیستم‌های دنتیس، دیو و استئوکر است. علاوه بر این، نسبت ماکزیمم تنش فون مایز در استخوان کورتیکال و اسفنجی به تنش فون مایز سیستم دنتیس به ترتیب ۰/۱۴۲ و ۰/۱۸ می‌باشد. این نسبت برای سیستم دیو و استئوکر برای استخوان کورتیکال به ترتیب ۰/۱۰۳ و ۰/۰۷۱ و برای استخوان اسفنجی به ترتیب ۰/۰۲۴ و ۰/۰۱۶ می‌باشد. توزیع تنش‌های مرتبط با استخوان D2 نیز در شکل‌های ۴، ۶، ۸ و ۱۰ نشان داده شده است.

مقایسه نتایج برای سه نوع مینی ایمپلنت تحت بارگذاری در استخوان‌های D2 و D3 نشان می‌دهند که مقدار تنش در استخوان D3 بزرگ‌تر از استخوان D2 است زیرا دانسیته بالاتر استخوان باعث افزایش سطح و در نتیجه آن افزایش ظرفیت نیرو پذیری می‌شود.

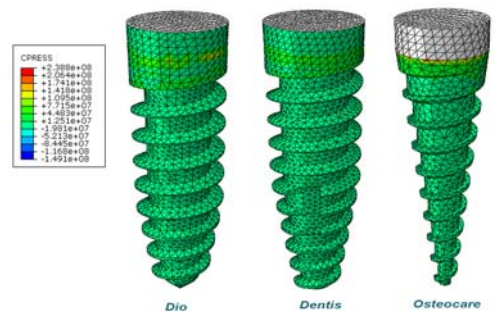
اگر تنش فون مایز ماکزیمم، از حد کشسان ماده (استحکام کشسانی) تجاوز نکند در صورت برداشتن بار، کرنش‌ها و در نتیجه تنش‌ها به مقدار صفر خود می‌رسند در این موارد برای تعیین اینکه این بارگذاری چقدر ایمن است با تعریف ضریب

در شکل ۹ و ۱۰ تنش‌های فشاری در اینترفیس‌ها به ترتیب زمانی که ایمپلنت در استخوان D2 و D3 واقع شده نشان داده شده است.



شکل ۹ - تنش‌های فشاری در اینترفیس استخوان و ایمپلنت در محل استخوان D2

شکل ۱۰ توزیع تنش را در ایمپلنت و استخوان فک نشان می‌دهد. همان‌گونه که دیده می‌شود توزیع تنش فون مایز مینی ایمپلنت‌های دنتیس و دیو در هر دو استخوان کورتیکال و اسفنجی یکنواخت می‌باشند، درحالی‌که توزیع تنش در نمونه استئوکر در استخوان‌های کورتیکال و اسفنجی به صورت کانتورهای نامنظم می‌باشند.



شکل ۱۰ - تنش‌های فشاری در اینترفیس استخوان و ایمپلنت در محل استخوان D3

توزیع تنش‌های اطراف استخوان با شکل رزوه به‌طور قابل توجهی تغییر می‌کند. بدون توجه به نوع ایمپلنت و کیفیت استخوان، نتایج نشان می‌دهند که بیشترین تنش در رزوه‌های بالایی در گردن مینی ایمپلنت نزدیک به لبه استخوان در هر دو نوع بارگذاری استاتیکی و دینامیکی روی می‌دهد.

خستگی (Se) برسد. حد دوام تنش است که در آن حتی برای تعداد نامعین چرخه‌های بارگذاری شکست صورت نمی‌گیرد. برای تعیین ایمن بودن سیستم، تحت بارگذاری خستگی، معیارهای مختلفی وجود دارد یکی از این معیارها معیار Soderberg است که با تعریف ضریب ایمنی در حالت بارگذاری مکرر میزان ایمن بودن بارگذاری را تعیین می‌کند. برای یک بارگذاری مشخص چنانچه ضریب ایمنی به دست آمده کمتر از یک باشد قطعه تحت آن بارگذاری گسیخته می‌شود و چنانچه بزرگ‌تر از یک باشد به میزان بزرگ بودن آن می‌توان نتیجه گرفت که قطعه تحمل بار بیشتری را تحت آنالیز خستگی دارد.

بحث:

مینی ایمپلنت‌های دندانی به دلیل قطر کم‌شان مستعد افزایش خطر از دست رفتن استئواینترگریشن ناشی از افزایش نیروی وارد بر آن‌ها می‌باشند. تاکنون مطالعات بی‌شماری در خصوص تحلیل تنش در ایمپلنت‌های متداول انجام پذیرفته است اما تحقیقات انگشت‌شماری در خصوص مینی ایمپلنت‌ها و بررسی کلینیکی آن‌ها انجام شده است. در مطالعه حاضر، تحلیل تنش در استخوان اطراف مینی ایمپلنت‌ها با دو کیفیت D2 و D3 انجام شد. نتایج نشان داد که مقادیر تنش در استخوان D3 در هر دو بارگذاری استاتیکی و دینامیکی بیشتر از D2 است.

Mc Nally و همکاران مینی ایمپلنت‌های با قطر ۱/۸ میلی‌متر تحت بار عمودی ۱۰۰ نیوتنی و نیروی عمودی ۳۰ نیوتنی تحت زاویه ۴۵ را با استفاده از روش المان محدود مورد مطالعه قرار دادند. آن‌ها مشاهده کردند که تنش‌های استخوان کرسنال افزایش می‌یابد و تنش‌های فون مایز با متوسط ۳۰۰ مگا پاسکال از تنش تسلیم استخوان کورتیکال و تراکولار به ترتیب با تنش تسلیم ۱۰۰ و ۳۳ مگا پاسکال فراتر می‌رود، درحالی‌که در این مطالعه با توجه به اعمال نیروهای مشابه با مطالعه آنها، تنش استخوان کرسنال در هر دو استخوان کورتیکال و اسفنجی در محدوده فیزیولوژیک قرار دارد. این

ایمنی در حالت استاتیکی میزان ایمن بودن آن را برآورد می‌کنیم این ضریب ایمنی که بر اساس حداکثر انرژی اعوجاج ماکزیمم تعیین شده به صورت $ns = Sy / Svon$ تعریف می‌شود، که در این رابطه Sy حد الاستیک و Svon تنش فون مایز می‌باشد. اما زمانی که بارگذاری به‌طور مکرر تکرار می‌شود در صورتی‌که تنش‌ها در گستره الاستیک باقی بماند و تعداد دفعات بارگذاری در حد چند ده دفعه و یا چند صد دفعه باشند رابطه بالا برای تعیین میزان ایمن بودن صحیح است اما زمانی که بارگذاری هزاران بار و یا میلیون‌ها بار تکرار می‌شود این نتیجه‌گیری صحیح نیست. در چنین مواردی در تنش خیلی کمتر از استحکام تسلیم شکست اتفاق می‌افتد. این پدیده را خستگی می‌نامند. بررسی‌ها نشان می‌دهد که قطعاتی که تحت بارگذاری خستگی شکسته شده‌اند، شکست در یک ترک میکروسکوپی یا نقص مشابهی آغاز شده است و در هر بارگذاری ترک به مقدار بسیار کمی بزرگ‌تر شده است، در حین چرخه‌های پی‌درپی بارگذاری ترک در داخل نمونه انتشار یافته تا جایی که مقدار ماده آسیب دیده برای تحمل بار ماکزیمم کافی نباشد تا اینکه شکست ناگهانی ماده پیش آید. خستگی را باید در طراحی کلیه اجزا مکانیکی و بیومکانیکی که در معرض بارهای تکرار شونده قرار می‌گیرند مدنظر قرار داد، تعداد چرخه‌های بارگذاری تکرار شونده که می‌توان در طول عمر مفید یک عضو انتظار داشت بسیار متغیر است تعداد چرخه‌های لازم برای گسیختن یک نمونه را می‌توان به‌طور آزمایشی از طریق بارگذاری‌های پی‌درپی تکراری و معکوس شونده به ازای هر تراز تنش معلوم معین کرد. اگر یک سری آزمون‌ها با استفاده از ترازهای تنش ماکزیمم مختلفی انجام شود می‌توان تعداد چرخه‌هایی که به ازای هر تنش ماکزیمم قطعه شکسته می‌شود روی یک نمودار تحت عنوان دیاگرام S-N رسم کرد. اگر تنش ماکزیمم وارد شده زیاد باشد چرخه‌های نسبتاً کمی لازم است تا باعث گسیختگی قطعه شود. وقتی که تنش ماکزیمم کاهش یابد چرخه‌های لازم که باعث گسیختگی می‌شوند افزایش می‌یابد تا اینکه به تنش بنام حد دوام یا حد

به استخوان اسفنجی دارد. همچنین در استخوان D2 و D3، تنش‌ها در گردن ایمپلنت تمرکز پیدا می‌کنند که این مطابق با نتایج تحقیق Rubo و همکاران است، به طوری که آن‌ها نتیجه گرفتند که تنش‌ها در استخوان کورتیکال و گردن ایمپلنت‌ها تمرکز پیدا می‌کند.^(۲۰)

در تحقیق حاضر، تمرکز تنش در استخوان D3 بیشتر از استخوان D2 بود. علاوه بر این، تنش‌های بزرگ‌تری در استخوان کورتیکال نسبت به استخوان اسفنجی مشاهده شد. در هر سه نوع مینی ایمپلنت مورد مطالعه، تنش‌ها در محدوده فیزیولوژیک قرار داشت. همچنین تنش‌ها، اطراف استخوان مینی ایمپلنت استئوکر کمتر از دو نوع دیگر بوده و تنش اطراف استخوان مینی ایمپلنت دیو نسبت به سایر مینی ایمپلنت‌های مورد مطالعه بزرگ‌تر بود. نتایج برخی از محققین نشان می‌دهد که رزوه مربعی شکل سطح مقطع فانکشنال بزرگ‌تری دارد و به همین دلیل نیروهای برشی در مقایسه با رزوه‌های باترس و V شکل کوچک‌تر می‌باشد.^(۱۸) در رزوه‌های مربعی و باترس، بارهای محوری ایمپلنت‌ها از طریق نیروهای فشاری پراکنده (dissipated) می‌شوند.^(۲۲) Misch و همکاران گزارش کردند که بزرگی نیروهای برشی در رزوه‌های V شکل بزرگ‌تر از رزوه‌های مربعی شکل می‌باشد.^(۲۱) ایمپلنت با رزوه‌های V شکل و باترس معکوس نیروهای محوری را از طریق ترکیب نیروهای فشاری، کششی و برشی انتقال می‌دهند. بنابراین رزوه‌های مربعی کمترین تمرکز تنش را در مقایسه با انواع دیگر رزوه‌ها دارد. ایمپلنت با رزوه‌های V شکل و باترس معکوس، نیروی بیشتری را ایجاد می‌کند که منجر به تحلیل استخوان می‌شود. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که مینی ایمپلنت استئوکر تنش‌های کمتری را در استخوان در مقایسه با مینی ایمپلنت‌های دیو و دنتیس ایجاد می‌کند که ناشی از رزوه‌هایی با شکل باترس می‌باشد.^(۲۲)

نتیجه‌گیری: در تمامی سیستم‌های مورد بررسی بزرگی تنش‌ها در استخوان، در محدوده فیزیولوژیک بود. علاوه بر این نحوه توزیع تنش نیز در استخوان کورتیکال در تمامی سیستم‌های مورد بررسی مشابه بود. همچنین مقدار حداکثر تنش در گردن ایمپلنت در محل اولین رزوه ایمپلنت بوده و مینی ایمپلنت استئوکر تنش کمتری را در استخوان ایجاد کرد.

اختلاف ناشی از قطر بزرگ‌تر مینی ایمپلنت‌های مطالعه حاضر نسبت به تحقیق Mc Nally و همکاران می‌باشد.^(۱۶) مطالعه‌ای با روش آنالیز المان محدود بر روی مینی ایمپلنت‌ها با اعمال ۱۵۰ نیوتن نیرو انجام شد. قطر ایمپلنت‌های مورد مطالعه آن‌ها ۲/۵ میلی‌متر بود. نتایج نشان داد که تنش در استخوان‌های کورتیکال و اسفنجی بیشتر از حد فیزیولوژیک می‌باشد که خلاف نتایج مطالعه حاضر می‌باشد. این می‌تواند ناشی از اختلاف مقدار بار اعمالی بر ایمپلنت در دو تحقیق باشد.^(۱۷،۱۸) به غیر از مطالعات بالا، تحقیقات گسترده‌ای در زمینه مدل‌سازی ایمپلنت‌های دندان با اندازه معمول و اثر آن‌ها بر استخوان اطرافش با استفاده از روش المان محدود انجام شده است. Sevimy و همکاران اثر یک ایمپلنت با قطر ۴/۱ میلی‌متر را بر روی استخوان با چهار کیفیت متفاوت بررسی کردند. آن‌ها نتیجه گرفتند که توزیع تنش در استخوان فشرده (D1) مشابه با استخوان D3 می‌باشد، اما به دلیل اینکه استخوان تراکولار ضعیف‌تر می‌باشد و مقاومت کمتری در مقابل تغییر شکل در مقایسه با دیگر کیفیت‌های استخوان دارد، تنش در استخوان‌های D3 و D4 بزرگ‌تر می‌باشد.^(۱۹) به‌طور مشابه در مطالعه حاضر، تنش‌های فون مایرز با تغییر کیفیت استخوان از D2 به D3 افزایش یافت. این رفتار ناشی از اختلاف بین مدول الاستیک استخوان و تیتانیوم می‌باشد که منجر به تجمع میکرو کرنش‌ها در سطح مشترک استخوان تیتانیوم می‌شود.^(۲۰،۲۱) علاوه بر این، در استخوان با کیفیت D2، ضخامت استخوان کورتیکال بیشتر از نوع D3 می‌باشد و به همین دلیل تنش‌ها در استخوان D2 یکنواخت‌تر توزیع می‌گردند، زیرا که استخوان کورتیکال مدول الاستیک بزرگ‌تری نسبت به استخوان اسفنجی دارد بنابراین مقاومت بالاتری در مقابل تغییر شکل داشته و می‌تواند نیروهای بزرگ‌تری را تحمل کند. دلیل دیگر برای تجمع تنش در استخوان کورتیکال این است که تنش‌های مکانیکی اکثراً در سطح مشترک استخوان ایمپلنت می‌باشند. مقدار تماس استخوان و ایمپلنت مستقیماً با چگالی استخوان رابطه دارد بنابراین استخوان کورتیکال درصد سطح تماس بیشتری نسبت

References:

1. Chang SH, Lin CL, Hsue SS, Lin YS, Huang SR. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med Eng Phys* 2012 Mar;34(2):153-60
2. Akpinar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 1996;27(1):11-7.
3. Yang TC, Maeda Y, Gonda T. Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2011;24(2):130-2.
4. Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010;30(1):89-95.
5. Anitua E, Orive G. Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *J Periodontol* 2010;81(6):819-26.
6. Pieri F, Aldini NN, Fini M, Marchetti C, Corinaldesi G. Preliminary 2-year report on treatment outcomes for 6 mm long implants in posterior atrophic mandibles. *Int J Prosthodont* 2012;25(3):279-89.
7. Agliardi EL, Pozzi A, Stappert CF, Benzi R, Romeo D, Gherlone E. Immediate fixed rehabilitation of the edentulous maxilla: a prospective clinical and radiological study after 3 years of loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;16(2):292-302
8. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc* 2011;142(3):310-20.
9. Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol* 2006;77(8):1340-7.
10. Tasoulis G, Yao SG, Fine JB. The maxillary sinus: challenges and treatments for implant placement. *Compend Contin Educ Dent* 2011;32(1):10-4
11. Felice P, Marchetti C, Piattelli A, Pellegrino G, Checchi V, Worthington H, et al. Vertical ridge augmentation of the atrophic posterior mandible with interpositional block grafts: bone from the iliac crest versus bovine anorganic bone. *Eur J Oral Implantol* 2008;1(3):183-98.
12. Esposito M, Cannizarro G, Soardi E, Pellegrino G, Pistilli R, Felice P. A 3-year post-loading report of a randomised controlled trial on the rehabilitation of posterior atrophic mandibles: Short implants or longer implants in vertically augmented bone? *Eur J Oral Implantol* 2011;4(4):301-11.
13. Tao Li, Kaijin Hu, Libo Cheng, Yin Ding, Yuxiang Ding. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3D finite element analysis. *Applied Mathematical Modelling* 2011; 35: 446–456.
14. Joffre J, Cendoya P, Munoz P. Effect of splinting mini-implants on marginal bone loss: a biomechanical model and clinical randomized study with mandibular overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(6): 1137-44.
15. Kayabaşı O, Yüzbaşıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Adv Eng Softw* 2006; 37: 649-658.
16. McNally SJ, Wilcox C, Akhter MP. Implant diameter: Effect on stress in bone: Finite element analysis. *J Dent Implants* 2013;3:87-90.
17. Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomed Tech (Berl)* 2010;55(6):341-50.
18. Bourauel C, Aitlahrach M, Heinemann F, Hasan I. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implants: extensive study of commercial implants. *Biomed Tech (Berl)* 2012;57(1):21-32.
19. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioğlu 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.
20. Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol* 2008; 34: 248-55.
21. Misch CE. Contemporary implant dentistry. Elsevier Health Sciences; 2007.
22. Barbier L, Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(2): 215-23.