

بررسی توزیع تنش لینگوالی و باکالی در استخوان محاطی سه نوع ایمپلنت پیچی

داخل استخوانی در محل دندان اینسایزور فک پایین به روش FEM

دکتر سید مجتبی سیدین^{*}، دکترمهتاب نوری^{**}، دکتر آذین آذری^{***}، مهندس محمودرضا جهانی^{****}

چکیده

زمینه و هدف: یکی از روشهای جدید جهت بررسی توزیع تنش روش تحلیل اجزای محدود (FEM) می باشد. با استفاده از این روش می توان به مقایسه عملکرد مکانیکی اجسام و از جمله ایمپلنتها پرداخت و به مزایا و معایب طراحی آنها پی برد. هدف از این مطالعه بررسی توزیع تنش در استخوان محاطی ایمپلنت های ITI، Persia و Biohorizons در قدام و خلف مندیبل به روش اجزای محدود بود. روش بررسی: در این تحقیق تجربی ابتدا مدل مندیبل توسط دستگاه CMM و با کمک اطلاعات CT Scan بازسازی شده، سپس نمونه ایمپلنت های مورد نظر بوسیله دستگاه Project Profile مدل سازی شد. پس از آن تحت برنامه ANSYS مدلها شبکه بندی شده، ایمپلنت ها در محل دندان 1 و 7 در مندیبل جایگذاری شد. استخوان مندیبل در محل دندان 1 (D2) و در محل دندان 7 (D3) با ضرایب الاستیسیته و ضخامت لایه کورتیکال متفاوت در نظر گرفته شد. سپس نیروهای عمودی = 100N و افقی = 20 N = T1 mes. Dis = T2 vest. Ling = 20 N و ممانهای آنها M1 = M2 = 100 N/mm ابتدا هر کدام بصورت جداگانه و سپس بصورت همزمان بر ایمپلنت ها وارد شد. نتایج حاصله در برنامه ANSYS بصورت کنتور و گراف مورد بررسی قرار گرفت.

یافته ها:

در محل دندان 1 (D2):

ناحیه کروئالی: توزیع تنش در ایمپلنت Biohorizons مطلوبتر از دو نمونه دیگر بچشم می خورد.

ناحیه بدنه: توزیع تنش در ایمپلنت های ITI و Biohorizons بصورت مشابه و در هر دو نمونه مطلوبتر از Persia بچشم می خورد.

ناحیه اپکس: توزیع تنش در ایمپلنت Biohorizons از همه مطلوبتر و در ایمپلنت ITI از دو نمونه دیگر نامطلوبتر بنظر می رسد.

در محل دندان 7 (D3):

ناحیه کروئالی: توزیع تنش در ایمپلنت ITI کمتر از دو نمونه دیگر و توزیع آن بصورت متفاوت با نمونه های دیگر در جهت نفوذ به لایه تراپکولار بود.

ناحیه بدنه: توزیع تنش در ایمپلنت های Biohorizons مطلوبتر و در ایمپلنت ITI نامطلوبتر از نمونه های دیگر بود.

ناحیه اپکس: توزیع تنش در ایمپلنت Biohorizons مطلوبتر از نمونه های دیگر بود. در حالیکه در ایمپلنت ITI تمرکز نامطلوب تنش بوضوح قابل ملاحظه بود.

نتیجه گیری: الگوی توزیع تنش در ایمپلنت های متفاوت با توجه به شرایط استخوان محاطی و طراحی ایمپلنت ها متغیر می باشد. در نواحی که کیفیت استخوان محاطی ضعیف تر است دامنه این تغییرات گسترده تر بوده، احتمال تمرکز نامطلوب تنش و متعاقباً تحلیل استخوان بیشتر می باشد. در این تحقیق میان سه نمونه مورد بررسی ایمپلنت Biohorizons در نواحی ضعیف تر استخوانی توزیع تنش مطلوبتری را از خود نشان داد. ایمپلنت Persia (ساخت ایران) با نمونه های خارجی قابل رقابت تشخیص داده شد.

کلید واژه ها: تنش، استخوان محاطی، ایمپلنت، اینسایزور فک پایین

تاریخ تأیید مقاله: ۱۳۸۴/۱/۱۳

تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۸۴/۱/۲۲

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۸۳/۸/۱۳

^{*}استاد گروه پرپودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات علوم دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

^{**}استادیار گروه ارتودنسی، دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات علوم دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

^{***}نویسنده مسئول: دندانپزشک

^{****}مهندس مکانیک، مجتمع دانشگاهی مواد و فناوریهای ساخت، دانشگاه صنعتی مالک اشتر

دندانی وجود دارد که از آن جمله می‌توان روشهای فتوالاستیک، FEA و اندازه‌گیری کرنش (strain) را نام برد. از این میان FEA دارای برتری‌های بسیاری نسبت به دیگر روشهاست. بازسازی دقیق هندسی ساختارهای درگیر در پذیرش و توزیع تنش، قابلیت پذیرش و دریافت‌های مختلف به سادگی، نشان دادن چگونگی تنش‌های داخلی و دیگر کمیت‌های مکانیکی، تکرارپذیری ساده و سریع آزمایشها از جمله مزایای این روش مطالعاتی می‌باشند.

در سال ۱۹۷۶، Weinstein برای اولین بار FEA را برای بررسی توزیع تنش در ایمپلنت‌های ریشه‌ای شکل (root form) بکار برد. (۴) در سال ۱۹۹۹، Barbier با تقسیم‌بندی متفاوت نیروها و بالا بردن دقت المانها و در نظر گرفتن ساختمان تراپیکولار سعی کرد تا به شرایط واقعی نزدیکتر شود. (۵) امروزه سعی بر آن است تا با بکارگیری معادلات غیرخطی و شرایط ناهمگن دقت محاسبات را بالا برند تا نتایج تحقیقات FEA روز به روز به واقعیت نزدیکتر شود. امروزه طراحی‌های جدید ایمپلنت‌های دندانی و مقایسه کارایی محصولات مختلف عمدتاً با روش FEA صورت می‌گیرد.

اخیراً توجه به مطالعات مختلف و نتایج کلینیکال، ایمپلنت‌های پیچی استوانه‌ای داخل استخوانی کاربرد بیشتری پیدا کرده‌اند تا جایی که می‌توان گفت که طراحی‌های جدید ایمپلنت تنها به این نوع خاص محدود شده است. با وجود شباهت ظاهری این محصولات، هر کدام دارای ساختار مکانیکال خاص خود می‌باشند، که این تفاوت ساختار خود باعث متفاوت بودن کارایی نمونه‌های مختلف گردیده است. در این تحقیق سه نوع ایمپلنت پیچی داخل استخوانی که معرف سه طراحی متفاوت و مطرح جهانی می‌باشند مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

۱- فیکسچر Persia ساخت کارخانه ایمپلنت‌سازی کرمان -

یکی از عواملی که می‌تواند باعث ایجاد نیروهای نامتعادل در استخوان اطراف ایمپلنت گردد، طراحی آن می‌باشد. استخوان اطراف نسبت به این تنش‌ها از خود عکس‌العمل تطابقی نشان می‌دهد که بصورت بازسازی و یا تحلیل تظاهر می‌نماید. شکل ایمپلنت در صورتی که موجب وارد آمدن نیروهای نامتعادل شود می‌تواند موجب تحلیل پاتولوژیک استخوان یا بوجود آمدن بافت فیروزه گردد. بارگذاری نامتعادل علاوه بر آنکه می‌تواند سبب خستگی (Fatigue) و آتروفی شده، استخوان را به سمت تحلیل سوق دهد، می‌تواند باعث بوجود آمدن ترک‌های ریز در سطوح تماس استخوان و ایمپلنت یا حتی شکستگی در ساختمان ایمپلنت و اجزای آن شود. (۱) از این رو یکی از عوامل تعیین کننده موفقیت ایمپلنت‌های دندانی چگونگی انتقال نیروهای مکانیکی به استخوان محاطی می‌باشد. (۲،۱) این نیروهای مختلف به صور گوناگونی به استخوان منتقل شده، تأثیرات متفاوتی بر آن می‌گذارند. یکی از پارامترهای اساسی و تعیین کننده در بررسی چگونگی تأثیرگذاری این نیروها مطالعه تنش می‌باشد. چگونگی توزیع تنش در استخوان خود به عوامل متعددی بستگی دارد که از مهمترین آنها می‌توان طراحی فیکسچر و خصوصیات ساختاری آن، ساختار استخوان، مقدار، جهت و تناوب نیروهای وارده بر ساختار، محل اعمال، اثر نیرو و ... را برشمرد.

با توجه به پیچیدگی ساختار استخوان و طرح‌های متنوع ایمپلنت‌های دندانی، امروزه کارآمدترین روش برای بررسی این مهم روش تحلیل اجزای محدود (Finite Element Analysis - FEA) می‌باشد. (۳) تحلیل اجزای محدود (FEA) یک روش تئوریک پذیرفته شده است که برای حل مسائل مهندسی بکار می‌رود. این روش همچنین برای آنالیزهای بیومکانیکال ساختارهای دندانی بکار گرفته شده است. بطور کلی روشهای مختلفی برای مطالعه تأثیر تنش در اطراف سیستم‌های ایمپلنت

طراحی مطابق با تراکم‌های مختلف استخوانی برخوردار است با هدف مقایسه توزیع تنش باکالی و لینگوالی در این طراحی با انواع دیگر ایمپلنت‌های دندان‌ی انتخاب گردید.

جهت بررسی توزیع تنش باکالی و لینگوالی در استخوان محاطی ایمپلنت‌ها در محل دندان اینسایزور فک پایین از بخش آناتومی دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی جامعه خشک یک انسان جوان تهیه گردید و سپس از روی آن مدل کامپیوتری مندیبل طی طراحی مهندسی معکوس ساخته شد.

جهت انتقال اندازه‌های ابعادی مندیبل و ایمپلنت‌ها به کامپیوتر و ساخت مدل سه‌بعدی با اندازه تقریبی ۱ به ۱، مراحل عملیاتی به ترتیب زیر انجام پذیرفت:

با توجه به شکل مندیبل و قابلیت اندازه‌گیری دستگاه CMM (با دقت اندازه‌گیری ۰/۰۱ میلی‌متر)، روش نقطه به نقطه (Digitizer) برای اندازه‌گیری قسمتهای مختلف مندیبل استفاده شد. اندازه‌گیری فک به دلیل ساختمان پیچیده داخلی و خارجی آن در دو مرحله صورت گرفت:

مرحله اول - ایجاد خطوط خارجی مندیبل بدون در نظر گرفتن ساختمان داخلی آن توسط CMM

مرحله دوم- انتقال ساختمان داخلی مندیبل به مدل ساخته شده؛ پوسته کورتیکال به ضخامت ۲ میلی‌متر در ناحیه دندان اینسایزور فک پایین در نظر گرفته شد که این ضخامت به تدریج تا محل دندان ۷ به ۱ میلی‌متر کاهش پیدا می‌کرد. (۷) بعلاوه ضریب الاستیسیته متفاوتی برای استخوان کورتیکال و تراابکولار در نظر گرفته شد تا بدین ترتیب بتوان هر چه بیشتر به شرایط طبیعی نزدیک شد. مدل استخوان تراابکولار بصورت مجزا ساخته شده، سپس پوسته کورتیکال با توجه به ابعاد و ضرایب متفاوت بر روی آن بازسازی گردید. این مرحله از تحقیق با هدف دستیابی به الگوی کامل فک پایین جهت استفاده در مطالعات دنباله‌دار صورت گرفت.

معرف دوبلیکیت سیستم برانمارک (A2)

۲- فیکسچر Biohorizon - معرف طراحی بر مبنای ساختار استخوانی (D2)

۳- فیکسچر ساخت شرکت (ITI International Team)

Implantology - معرف سیستم‌های یک‌مرحله‌ای (S10)

این تحقیق با هدف بررسی توزیع تنش لینگوالی و باکالی در استخوان محاطی سه نوع ایمپلنت پیچی، داخل استخوانی در محل دندان اینسایزور فک پایین به روش FEM صورت پذیرفته است.

روش بررسی

این مطالعه یک مطالعه تجربی جهت مقایسه توزیع تنش (Von Mises (equivalent [EQV] stress) در سه نمونه ایمپلنت پیچی در محل دندان اینسایزور فک پایین می‌باشد. با توجه به جدول فراوانی انواع استخوانی نوع D2 برای محل دندان اینسایزور فک پایین انتخاب شد.

جدول فراوانی انواع استخوانی

| استخوان | Anterior maxilla | Posterior maxilla | Anterior mandible | Posterior mandible |
|---------|------------------|-------------------|-------------------|--------------------|
| D1 | ۰ | ۰ | ۶ | ۳ |
| D2 | ۲۵ | ۱۰ | ۶۶ | ۵۰ |
| D3 | ۶۵ | ۵۰ | ۲۵ | ۴۶ |
| D4 | ۱۰ | ۴۰ | ۳ | ۱ |

ایمپلنت‌های *Persia، ITI و Biohorizons بعنوان نمونه در نظر گرفته شدند. ایمپلنت Persia (A2) (دوبلیکیت Branemark) با هدف مقایسه با محصولات خارجی انتخاب شد. ایمپلنت ITI (S10) با توجه به طراحی خاص ناحیه colar و apex خود بعنوان ایمپلنت یک‌مرحله‌ای در نظر گرفته شد. ایمپلنت Biohorizons (D2) که طبق ادعای تولیدکنندگان آن از

*Persia (Branemark) = A2(4/10)

ITI = S10 (4/10)

Biohorizons = D2 (4/11)

خصوصیات مواد نیز بصورت زیر در نظر گرفته شدند:
 Ti با ضریب الاستیسیته ۱۱۵/۰ و ضریب پواسون ۰/۳۵
 استخوان متراکم با ضریب الاستیسیته ۱۳/۷ و ضریب پواسون ۰/۳۵
 استخوان اسفنجی با ضریب الاستیسیته ۱/۴ و ضریب پواسون ۰/۳۰

سپس نیروها با شرایط زیر به مدل اعمال شدند:
 نیروی عمودی برابر با ۱۰۰N و نیروهای افقی
 $T1\ mes.\ dis = 20N = T2 = vest.\ ling$
 بصورت $M1=M2=100N/mm$
 نیروهای مذکور هر کدام بصورت جداگانه طی یک مرحله و سپس در مرحله آخر بصورت همزمان وارد شدند که در این تحقیق برآیند نیروهای وارده بطور همزمان برای مقایسه در نظر گرفته شد.

در این تحقیق برای اندازه گیری میزان استرس وارده از طریق ایمپلنت به استخوان استرس (EQV) Von Mises بعنوان معرف در نظر گرفته شد. نتایج تحقیقات به دو روش ارائه شد:
 ۱- کانتور کمی توزیع تنش - با هدف تشخیص تنش‌های مجاز

۲- گراف - برای بررسی دقیق تر تنش وارد بر نقاط مختلف. میزان عددی آن در سمت باکال و لینگوال بصورت جداگانه و با اختلاف فاصله نیم میلیمتر از رأس تا انتهای فیکسچر اندازه‌گیری شده، براساس آن نمودارهای موجود ترسیم شد.

از خصوصیات این تحقیق می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:
 ۱- مقایسه سه نوع ایمپلنت پیچی که از مطرح‌ترین طراحی‌های جهانی می‌باشند و تاکنون از لحاظ توزیع تنش با یکدیگر مقایسه نشده‌اند.

۲- نحوه بارگذاری مرکب که در این تحقیق برای نخستین بار صورت می‌گیرد.

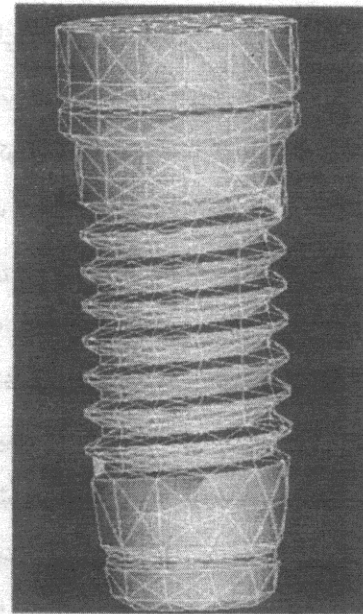
۳- بازسازی الگوی استخوان کورتیکال و تراپیکولار مندیبل

در این تحقیق برای اندازه‌گیری ابعاد ایمپلنت‌های مورد مطالعه از روش غیرتماسی استفاده شد. چرا که ابعاد کوچک و دقت طراحی ایمپلنت‌ها اجازه استفاده از روش مستقیم را نمی‌دادند. بدین ترتیب دستگاه سایه‌نگار (Project Profile) برای اندازه‌گیری ایمپلنت‌ها مورد استفاده قرار گرفت. (با دقت اندازه‌گیری ۰/۰۰۵ میلی‌متر).

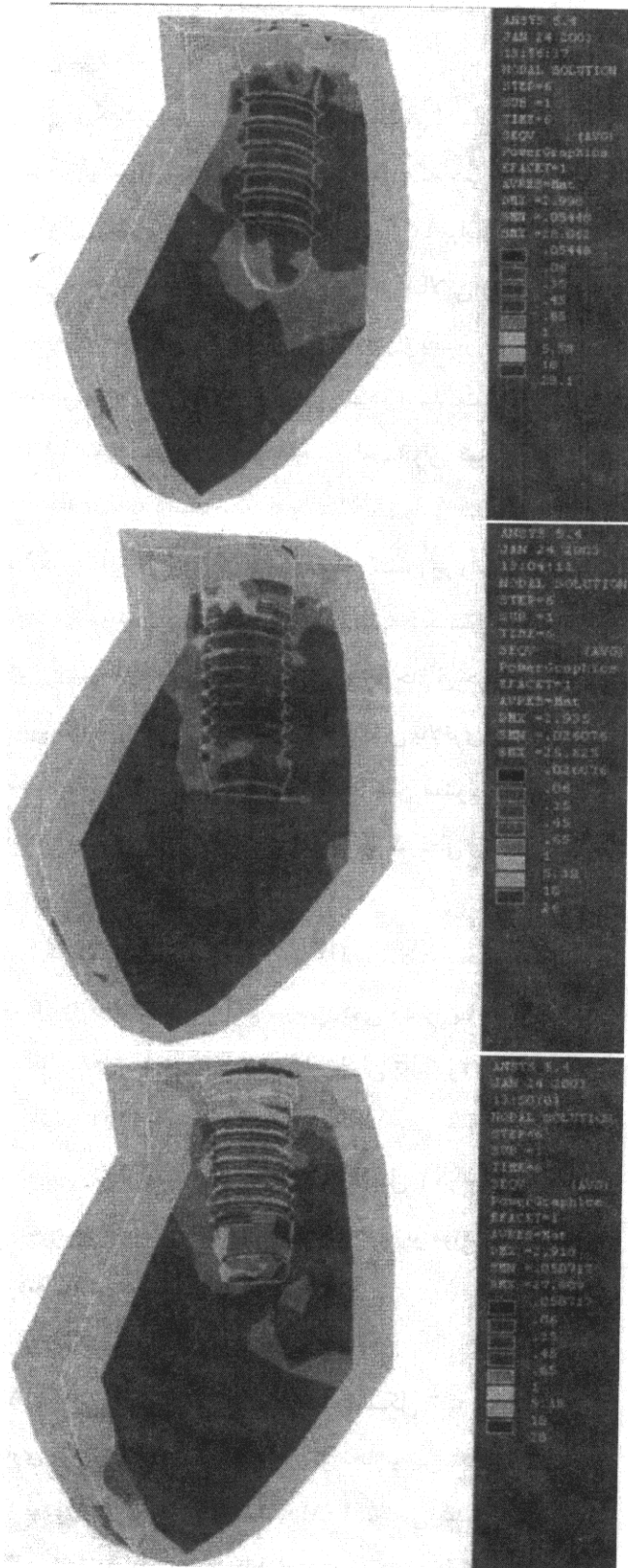
در مرحله بعد شبکه‌بندی در نمونه‌های مختلف بصورت زیر انجام شد:

در ایمپلنت A2 تعداد المانها ۸۳۶۸۹ و تعداد گره‌ها ۱۶۳۳۸ بود.
 در ایمپلنت D2 تعداد المانها ۹۵۹۳۳ و تعداد گره‌ها ۱۸۳۳۶ بود.
 در ایمپلنت S10 تعداد المانها ۷۶۸۶۹ و تعداد گره‌ها ۱۵۲۴۱ بود.

سپس ایمپلنت‌ها در ناحیه دندان اینسایزور فک پایین جاگذاری شدند. مدل فرضی از درجه آزادی صفر برخوردار بوده، شرایط تماس سطح استخوانی و بدنه ایمپلنت با فرض القای استخوانی ۱۰۰٪ انجام پذیرفت.



شکل ۱- شبکه‌بندی ایمپلنت A2



شکل ۲ - سه نوع ایمپلنت مورد مطالعه با هدف بررسی کیفی الگوی توزیع تنش

بصورت جداگانه با در نظر گرفتن تغییر ساختار استخوانی از D2 به D3 از قدام به خلف مندیبل (این قسمت از تحقیق به منظور آماده‌سازی مقدمه مرحله دوم تحقیقات که بررسی توزیع تنش در این سه ایمپلنت در محل دندان ۷ است صورت گرفت).
۴- در این تحقیق نتایج حاصل به دو روش کانتور کیفی و کمی مورد بررسی قرار گرفته است.

یافته‌ها

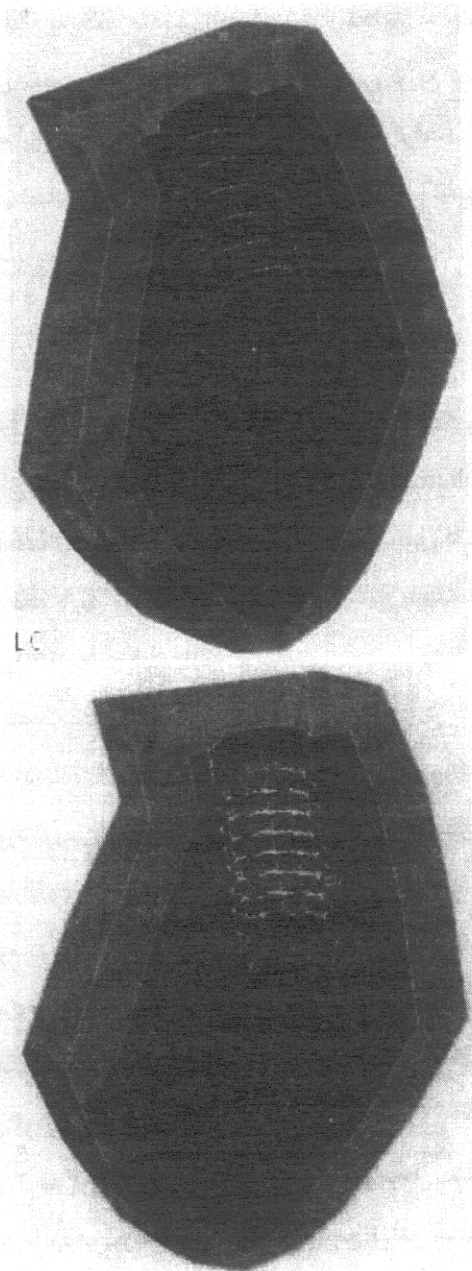
در این تحقیق تجربی چگونگی توزیع تنش باکالی و لینگوالی در استخوان محاطی سه نوع ایمپلنت D2 = Biohorizons، Branemark (Persia) = A2 و ITI = S10 در محل دندان اینسایزور فک پایین مورد بررسی قرار گرفت. نتایج بدست آمده به دو صورت کانتور و گراف ارائه گردیدند.

با توجه به محدودیت‌های نرم‌افزار 5 - Ansys در طیف 8 scales رده‌بندی تصمیم بر آن شد تا نتایج کانتور در دو مرحله مورد بررسی قرار گیرد. در مرحله اول با یک مقایسه کیفی تنها الگوی توزیع تنش مورد مقایسه قرار گرفت و در مرحله دوم در یک مقایسه کمی با در نظر گرفتن مقادیر استاندارد تحمل تنش توسط استخوانهای کورتیکال ۱۸Mpa (۸) و تراکولار ۴Mpa (۹) تنش‌های غیرمجاز و مخرب شناسایی گردید.

در شکل ۲ سه نوع ایمپلنت A2، D2 و S10 در محل دندان ۱ فک پایین با هدف بررسی کیفی الگوی توزیع تنش مشاهده می‌شوند.

ناحیه کورتیکال: همانطور که مشاهده می‌شود A2 در ناحیه کورتیکال دارای تمرکز تنش مشهودی بصورت نواری شکل است که با تمرکز بیشتر در ناحیه لینگوال تا ناحیه باکال کشیده شده و نسبت به دو نوع دیگر دارای تمرکز تنش بیشتری در این ناحیه است. در ایمپلنت D2 تنش بطور متمرکز در ناحیه مثلی شکل در قسمت لینگوال دیده می‌شود. ایمپلنت S10

۱۸Mpa تجاوز می کند ($P_{max} = 18-25Mpa$).



نقاط بسیار کوچک و پراکنده‌ای از تنش را از لینگوال به باکال نشان می‌دهد.

ناحیه تراپیکولار: در ایمپلنت A2 تنش بطور قابل ملاحظه‌ای در اطراف فیکسچر متمرکز شده است تا جایی که حتی در قسمت لینگوال رزوه دوم (T2L) از تنشی بیش از ۱۰ برابر دو نمونه دیگر برخوردار است. نواحی‌ای که از تنش بالایی برخوردارند بصورت گسترده در سمت باکال فیکسچر و بطور متمرکز در قسمت لینگوال رزوه‌ها دیده می‌شوند. در ایمپلنت D2 ناحیه حداکثر تنش بصورت نواری مورب از استخوان کورتیکال تا آغاز دندان اول کشیده شده همینطور در نواحی T7B, T6B, T4L, T3L, T2L, T1L نقاط متمرکز تنش در رأس رزوه‌ها دیده می‌شوند. بطور کلی ناحیه باکال بدنه فیکسچر از تنش بالاتری برخوردار است. تنش در Apex به حداقل خود می‌رسد. ایمپلنت S10 در طول بدنه فیکسچر از تنش بالاتری برخوردار است. بطور کلی بدنه فیکسچر از توزیع تنش مطلوبی برخوردار است. در ناحیه Apical تمرکز تنش بصورت خطی پیوسته که دارای دو قله است بچشم می‌خورد.

در شکل ۳ سه نوع ایمپلنت A2, D2 و S10 در محل دندان اینسایزور فک پایین با هدف بررسی کمی تنش با توجه به استانداردهای تحمل تنش توسط استخوان تراپیکولار ۵Mpa و کورتیکال ۱۸Mpa مشاهده می‌شوند.

با در نظر گرفتن الگوی توزیع تنش شکل ۲ در مرحله دوم مشاهده می‌شود که به غیر از نواحی که در زیر مورد اشاره قرار گرفته‌اند تنش‌ها در حد مجاز می‌باشند.

در ناحیه کورتیکال:

A2 - با پیروی از الگوی توزیع تنش شکل ۲ در منطقه‌ای نواری شکل حداکثر تنش بیش از حد مجاز و بین ۲۵Mpa - ۱۸ بوده که در قسمت ling به ۲۵-۴۰Mpa می‌رسد.

D2 - تنشی معادل ۹-۱۸ کل ناحیه Colar را فرا گرفته که تنها در ناحیه کوچک مثلثی شکل در قسمت ling حد آن از

شکل ۳ - ایمپلنت‌های مورد مطالعه با هدف بررسی کمی تنش

S10 - با پیروی از الگوی توزیع تنش شکل ۲ تمرکز تنش تنها در سه نقطه کوچک بیش از حد مجاز بوده و به ۲۵-۴۰Mpa می‌رسد.

تنش مؤثر می‌باشند. در این تحقیق کلیه عوامل مؤثر از قبیل مقدار، جهت، تناوب و محل اثر نیروها و خواص مکانیکی ایمپلنت‌ها و بافت استخوانی محاطی برای هر سه نوع ایمپلنت یکسان و تا حد امکان مطابق شرایط کلینیکال فرض شده است. تنها متغیر، ساختار ایمپلنت‌ها می‌باشد. در این میان به چند نکته مؤثر در توزیع تنش که در این سه ساختار متفاوت می‌باشند اشاره می‌شود.

۱- طراحی ناحیه گردن ایمپلنت: طراحی ناحیه گردن (Collar) در ایمپلنت A2 کاملاً مسطح، یکنواخت و صیقلی، در D2 پله‌دار و صیقلی و در S10 قیفی شکل است. با توجه به نتایج حاصل در زمینه الگوی توزیع تنش، نوع S10 دارای توزیع تنش یکنواخت‌تری است. یک مرحله‌ای بودن و طراحی قیفی شکل این ایمپلنت که باعث پخش تنش‌ها در فضای وسیع‌تری می‌شود این نتیجه را توجیه می‌کند چرا که S10 در ناحیه گردن (Collar) از قطر بیشتری برخوردار است و در نتیجه توزیع تنش مطلوب‌تری را دارا می‌باشد که این نتیجه تحقیقات Holmes در سال ۱۹۹۲، Holmgren در سال ۱۹۹۸، Chun در سال ۲۰۰۲ مبنی بر تأثیر مثبت افزایش قطر ایمپلنت بر توزیع یکنواخت‌تر تنش‌ها را تأیید می‌کند. (۱۲، ۱۱، ۱)

در D2 با توجه به ساختار استوانه‌ای یکنواخت ناحیه گردن (Collar) تنش بصورت یکنواخت اما با مقدار بیشتر از S10 در ضخامت لایه کورتیکال پخش می‌شود. در مقایسه با این ایمپلنت، A2 که در ناحیه گردن دارای ساختار پله‌ای است تنش را در لایه فوقانی استخوان کورتیکال متمرکز کرده و علاوه بر تمرکز تنش در یک لایه محدود از قدر مطلق تنش بیشتری نیز نسبت به دو نوع دیگر برخوردار است.

این نتایج نگرانی‌های سازندگان ایمپلنت D2 (Biohorizons) در مورد بارگذاری زود هنگام و تأکید آنها بر ضرورت بارگذاری تدریجی این محصول را تأیید می‌کند. (۱۳) A2 در این ناحیه با تمرکز تنشی بیش از ۳۰ برابر ناحیه تراپیکولار روبروست. با

کلاً تنش‌ها در سمت باکال متمرکز بوده و در حد مجاز می‌باشند بجز:

A2 - نواحی تمرکز تنش در دو ناحیه بچشم می‌خورند. در یکی از دو ناحیه تنش‌های مرزی مشاهده می‌شوند که در ناحیه coronal قبل از آغاز رزوه‌ها بصورت نوار نسبتاً وسیع از سمت لینگوال تا نیمه فیکسچر کشیده و دیگری در قسمت رأس T2L که در رأس آن در منطقه بسیار کوچکی حتی بیش از حد مجاز گذشته و بین ۹-۵ Mpa است.

D2 - در بدنه فیکسچر تنش‌ها در حد مجاز می‌باشند. نواحی تنش‌های مرزی در قسمت coronal و قبل از آغاز دندان و دیگری در ناحیه بسیار کوچکی در رأس T1B. S10 - نه تنها تنش غیرمجاز در بدنه فیکسچر مشاهده نمی‌شود بلکه حتی از تنش‌های مرزی نیز خبری نیست.

بحث

مطالعات کلینیکی نشان می‌دهند که تحلیل استخوانی اطراف ایمپلنت‌های دندانی بطور عمده در ناحیه گردن ایمپلنت می‌باشند. (۱۵) پس از مطالعات فراوان که حاصل آن فرضیه‌های بسیاری برای یافتن این علت بود با توجه به آزمایشات حیوانی بسیاری که انجام گرفت یکی از عمده دلایل این تحلیل استخوانی شرایط بارگذاری نامطلوب اعلام شده، ثابت شد که بارگذاری نامطلوب سبب تجمع بیش از حد تنش‌ها و در نهایت تحلیل استخوان می‌گردد. پس از اثبات این مهم بر ارزش مطالعات FEA که روش اصلی بررسی تنش‌ها در ساختارهای بیومکانیکال می‌باشند افزوده شد.

در این تحقیق با استفاده از روش آنالیز اجزای محدود (FEA) چگونگی توزیع تنش در سه نوع ایمپلنت پیچی داخل استخوانی به استخوان محاطی بررسی شد. همانطور که در مقدمه نیز اشاره شد عوامل گوناگونی در توزیع

Archive of SID

ایمپلنت افزایش یافته و طراحی کیفی شکل آن در این ناحیه بطور قابل ملاحظه‌ای از تمرکز تنش در ناحیه کورتیکال کاسته است. این شکسته شدن بار در قسمت کورتیکال باعث شده که تنش کمتری به ناحیه تراپکولار وارد شود که در نتیجه کلاً طراحی بدنه را تحت تأثیر قرار داده است. با وجود اینکه در بررسی کمی تمرکز تنش تمام تنش‌ها در اطراف این ایمپلنت در حد مجاز است در بررسی کیفی الگوی تنش مشاهده می‌شود که تمرکز خطی شکلی در Apex وجود دارد که این تمرکز تنش با توجه به طراحی سیلندریک این ایمپلنت قابل پیش‌بینی بوده و نظریات Mailath در سال ۱۹۸۹ را تأیید می‌کند. اما نتایج حاصل بطور کلی نظریه Bidz در سال ۱۹۹۹ را مبنی بر کاهش تنش در ایمپلنت‌های Thread square را تأیید نمی‌کند. (۱۷،۱۳،۷) باید متذکر شد که طراحی رزوه‌ها عامل مؤثری در توزیع تنش می‌باشد اما تأثیر آن به اندازه تأثیر طراحی ناحیه گردن و قطر ایمپلنت نمی‌باشد. همچنین در مورد تأثیر TSA نتایج حاصله مطالعات Bidz و Mish در سال ۱۹۹۹ را بطور کامل تأیید نمی‌کنند. زیرا که D2 علاوه بر رزوه‌های square از TSA بالاتری نسبت به دو نوع دیگر برخوردار بود اما توزیع تنش بهتری نسبت به S10 داشت. بنابراین هر دوی این عوامل (TSA + Thread shape) در شرایط این تحقیق به اندازه طراحی ناحیه گردن مؤثر بنظر نمی‌رسند.

بطور کلی مقایسه کمی کانتورهای توزیع تنش حاکی از آن است که در ناحیه گردن بیشترین تمرکز تنش از لحاظ وسعت و مقدار در A2 و کمترین آن در S10 دیده می‌شود. با این وجود در هر سه نوع ایمپلنت نقاطی که تمرکز تنش بیشتر از حد مجاز یعنی ۱۸Mpa باشد دیده می‌شود. در نتیجه در هر سه این ایمپلنت‌ها احتمال تحلیل استخوان در ناحیه کورتیکال وجود دارد اما این احتمال در A2 بسیار قوی، در D2 بطور متوسط و در S10 بسیار ضعیف است. در ناحیه تراپکولار و در بررسی کمی تمرکز تنش چنین

توجه به اینکه طبق تحقیقات Holmes در سال ۱۹۹۲، Luftus و Holmgren در سال ۱۹۹۷، Patra در سال ۱۹۹۸ و Lum در سال ۱۹۹۱ لایه کورتیکال با پذیرش تنش بالاتری نسبت به استخوان تراپکولار مواجه است اما در A2 ناحیه تمرکز تنش وسیع بوده و میزان تنش در آن بیش از حد تحمل استخوان تراپکولار و ۱۹Mpa بوده و به ۲۸Mpa می‌رسد. (۲۲،۲۱،۱۵،۱۴) از این رو در ایمپلنت A2 که با تمرکز تنش بیشتری در لایه فوقانی کورتیکال روبرو است بیم آن می‌رود که خطر تحلیل استخوان در اینگونه نسبت به نمونه‌های دیگر بسیار بالاتر باشد.

۲- طراحی ناحیه بدنه فیکسچر

(a) زوایه رزوه‌ها (thread angle)

ایمپلنت‌های مورد بررسی A2 و S10 از نوع V - shaped و D2 از نوع square (با زاویه ۹۰ درجه) می‌باشند. با توجه به ملاحظات بیومکانیکال و رابطه (نیروی برشی = نیروی محوری $\times \sin$ زاویه) پیش‌بینی می‌شد که توزیع تنش D2 مطلوب‌تر از انواع دیگر باشد. چرا که در رزوه‌های با زاویه قائمه نیروی برشی که از انواع نیروهای مخرب بشمار می‌رود براساس فرمول بالا کاهش می‌یابد. با این وجود علیرغم انتظار ما توزیع تنش در بدنه این فیکسچر مطلوب‌تر از S10 نبود.

(b) total surface area (TSA)

با توجه به طراحی خاص D2 در جهت بالاتر بودن TSA، انتظار می‌رفت که با توجه به نسبت TSA در ایمپلنت‌ها $TSAS10 > TSAA2 > TSAD2$ این فاکتور در توزیع تنش در بدنه فیکسچر بسیار مؤثر باشد که نتایج بدست آمده این انتظار را برآورده نکرد چرا که S10 در بدنه فیکسچر مطلوب‌ترین توزیع تنش را دارا می‌باشد.

با توجه به طراحی خاص S10 می‌توان نتایج حاصله را اینگونه توجیه کرد که چون S10 یک ایمپلنت یک‌مرحله‌ای بوده و در قسمت گردن با پیش‌بینی اعمال نیروهای زود هنگام قطر

کیفی تأثیر بسزایی دارد تا جایی که طبق نتایج بدست آمده طراحی S10 با تقارن نسبی تنش‌ها کمی تمایل به سمت باکال، D2 بیشتر تمایل به تمرکز تنش‌ها در سمت باکال و A2 علاوه بر باکال به سمت لینگوال دارد.

نتیجه‌گیری

۱- بطور کلی قطر و شکل گردن ایمپلنت در توزیع تنش تأثیری به مراتب بیشتر از FSA بدنه و فیکسچر و زاویه پیچ‌ها دارند.

۲- حداکثر تمرکز تنش در ناحیه کورتیکال و بیش از ۴۰-۳۰ برابر ناحیه تراپیکولار است.

۳- با توجه به تحقیقات انجام شده توزیع تنش در محل استخوان ۱ در ایمپلنت ITI مطلوب‌تر از Biohorizons و Persia می‌باشد.

۴- Perisa (A2) نامتقارن‌ترین توزیع تنش را دارا بوده از حداکثر تنش مؤثر بیشتری برخوردار است و خطر تحلیل سرویکال بخصوص در قسمت Ling آن و نیز نوک رزوه‌ها به مراتب بیشتر از دو نوع دیگر می‌باشد.

۵- ایمپلنت D2 با توجه به اصول بیومکانیک رعایت شده در بدنه آن (FSA و زاویه رزوه‌ها) از لحاظ توزیع تنش انتظارات ما را برآورده نکرد و نسبت به ITI (که از این اصول پیروی نکرده بود) توزیع تنش نامطلوب‌تری را داشت.

برمی‌آید که به جزء در ایمپلنت A2 آن هم در نقطه بسیار کوچکی در رأس T2L در بقیه موارد تنش‌ها در حد مجاز یعنی کمتر از ۵Mpa می‌باشند و بدین ترتیب تهدید جدی برای تحلیل استخوان تراپیکولار وجود ندارد. با وجود این در D2 (یک نقطه در ابتدای شروع رزوه‌ها) و A2 (در شروع رزوه‌ها و در T2L) نقاطی وجود دارند که در آنها تجمع تنش‌های مرزی بچشم می‌خورند. برعکس این دو ایمپلنت در S10 کلاً ناحیه تراپیکولار در معرض تمرکز تنش محسوسی نیست و خطر تحلیل در آن نمی‌رود. اما مطالعه الگوی توزیع تنش از لحاظ کیفی (شکل ۲) حاکی از آن است که با وجود آنکه در ناحیه تراپیکولار تنش‌ها اکثراً در حد مجاز هستند اما در D2 و A2 تمایل به تمرکز تنش در ناحیه نزدیک به گردن و قبل از شروع رزوه‌ها بچشم می‌خورد که این مسأله عدم پاسخگویی طراحی ناحیه گردن این دو ایمپلنت را نسبت به توزیع یکنواخت تنش‌ها تأیید می‌کند. علاوه بر آن تمرکز در ناحیه رأس رزوه‌ها بچشم می‌خورد که این حقیقت خود موافق تحقیقات Caputo و Iehida در سال ۱۹۸۶ است. در A2 علاوه بر قسمت باکال در ناحیه لینگوال هم این تمرکز بچشم می‌خورد. در یک سوم تحتانی نزدیک apex در A2 این تجمع در سمت باکال است اما در D2 بطور عمده در رأس رزوه‌ها و قسمت باکالی بدنه ایمپلنت.

بنابراین می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که تفاوت در ساختار ایمپلنت‌ها در توزیع تنش چه از لحاظ کمی و چه از لحاظ

References

1. Chun H: Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using FEA. J Oral Rehabil 2002;29:565-574.
2. Shinichiro T: Influence of implant design and bone quality on stress / strain distribution bone around implants: FEA. J Oral Maxillofac Implants 2003; 18:357-368.
3. Lekholm U, Zarb GA: Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors: Tissue integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry. 2nd Ed. Chicago, Quintessence Co. 1985;Chaps14,15:199-209.
4. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R: Stress analysis of porous rooted dental implants. J

- Dent Res 1976;55:772-7.
5. Barbier L, Vander Sloten J, Kresesinki G, Schepers E, Von Der Perre G: Finite element analysis of non – axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 1998;25:847-58.
 6. Misch CE, Bidz MW: Bone dentistry. In: Misch CE: *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd Ed. St. Louis: The CV Mosby Co. 1999;Chap8:114.
 7. Misch CE, Bidz MW: Implant protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compend Cont Educ Dent* 1994;15:1330-1334.
 8. Clift SE, Fisher J, Watson CJ: Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding the dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proc Inst Mech Eng (H)* 1992;206:233-41.
 9. Deborah F, Rigsby M, Bidez W, Misch CE: Bone response to mechanical loads. In: Misch CE: *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd Ed. St. Louis: The CV Mosby Co. 1999;Chap18:317-24.
 10. Wadamoto M, Akagawa Y, Sato Y, Kubo T: The three dimensional bone interface of a osseointegrated implant. I A morphometric evaluation in initial healing. *J Prosthet Dent* 1996;76:170-5.
 11. Holmes DC, Loftus JT: Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997;23:104-11.
 12. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren ML, Mante E: Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis – A two dimensional comparative study examining the effect of implants diameter, implant shape and load direction. *J Oral Implantol* 1998;24:80-88.
 13. Misch CE: Density of bone: effect on surgical approach and healing. In: Misch CE: *Implant Dentistry*. 2nd Ed. St. Louis: The CV Mosby Co. 1999; Chap25:371-385.
 14. Patra AK, De Paolo JM, D'Souza KS, Meenaghan MA: Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent* 1998;7:355-68.
 15. Lum LB: A biomechanical rationale for the use of short implant. *J Oral Implantol* 1991;17:126-31.
 16. Mailath G, Stoiber B, Watzek G, Matejka M: Bone resorption at the entry of osseointegrated implants – a biomechanical phenomenon. *Finite Element Study* (in German). *Z Stomatol* 1989;86:207-16.
 17. Misch CE, Bidz MW: Implant protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compend Cont Educ Dent* 1994;15:1330-1334.