

بررسی تأثیر شعاع، ضخامت و سختی استخوان بر میزان تنش بافت اطراف ایمپلنت دندانی به روش المان محدود

دکتر محمدرضا ملاک زاده^۱ - احسان عاطفی^۲ - دکتر سعید نوکار^۳

۱- استادیار گروه آموزشی بیومکانیک دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه علم و صنعت ایران

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه علم و صنعت ایران

۳- عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی و استادیار گروه آموزشی پروتزه‌های ثابت دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: تعیین استحکام ایمپلنت‌ها بسیار حائز اهمیت می‌باشد. به همین جهت هدف از این مطالعه بررسی پایداری ایمپلنت دندانی کاشته شده در مدل‌های کلینیکی گزارش شده از فک و تعیین میزان تأثیر شعاع، ضخامت و سختی استخوان فک، بر میزان تنش بافت اطراف ایمپلنت دندانی با استفاده از روش المان محدود می‌باشد.

روش بررسی: در این مطالعه آزمایشگاهی مدل Wire frame سه بُعدی فک، از اطلاعات CT-Scan یک مرد ۲۵ ساله به کمک نرم افزار Mimix ساخته و این مدل در نرم افزار CATIA ساده سازی و پس از کاشت ایمپلنت، در Abaqus با ضخامت و سختیهای متفاوت و تحت بارگذاری مایل و متمرکز با اعمال شرایط مرزی مناسب، آنالیز المان محدود شد.

یافته‌ها: در مدل‌های کلینیکی فک نشان داده شد که فک با لایه‌ای نازک از استخوان کورتیکال با هسته کم چگال، بیشترین تنش در بافت Cortical را از میان مدل‌های کلینیکی داشت. افزایش شعاع بافت کورتیکال باعث کاهش تنش در فک شد. ضخامت دو میلی‌متر استخوان در اطراف ایمپلنت دندانی به عنوان ضخامت بحرانی استخوان محاسبه گردید.

نتیجه‌گیری: افزایش سختی هر کدام از بافتهای کورتیکال و (کانسل) Concellous استخوان فک باعث افزایش تنش در همان بافت و کاهش پارامترهای تنش و کرنش در بافت دیگر شد. تأثیر افزایش ضخامت استخوان برای ضخامتهای کمتر از دو میلی‌متر بسیار بیشتر از ضخامتهای بیش از دو میلی‌متر بود.

کلید واژه‌ها: ایمپلنت دندانی - آنالیز المان محدود - توزیع تنش - کیفیت استخوان.

پذیرش مقاله: ۱۳۹۰/۲/۲۲

اصلاح نهایی: ۱۳۹۰/۲/۱۹

وصول مقاله: ۱۳۸۹/۹/۱

نویسنده مسئول: دکتر محمدرضا ملاک زاده، گروه آموزشی بیومکانیک دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه علم و صنعت ایران

e.mail:mmallak@iust.ac.ir

مقدمه

استخوان و هندسه نامنظم در تماس ایمپلنت استخوان، باعث شده تا نتوان به کمک حل دقیق، توزیع تنش در یک ایمپلنت و بافت مجاور آن را محاسبه کرد. روش المان محدود جانشین مناسبی برای بررسی توزیع تنش در بافت فک و بررسی پایداری ایمپلنت‌های دندانی می‌باشد. (۳)

نحوه کاشت ایمپلنت دندانی و هندسه ایمپلنت تأثیر فراوانی در پایداری آن دارد. (۴)، مطالعات بسیاری در زمینه تعیین هندسه بهینه ایمپلنت‌ها انجام شده است. Rieger و همکاران (۵) نشان داده‌اند که بهتر است ایمپلنت‌ها زاویه تپیر داشته

استفاده از ایمپلنت‌های دندانی به عنوان پایه نگهدارنده ساختارهای گوناگون بسیار کاربرد دارد. ایمپلنت‌های دندانی از جنس تیتانیوم به بارگذاریهای فوری و فانکشنال پاسخ خوبی در آزمایشهای تجربی از دیدگاه بیومکانیک داده‌اند. (۱)، توزیع تنش در بافت استخوانی مجاور یک ایمپلنت از مهمترین نکات در بررسی پایداری آن می‌باشد. در مورد ایمپلنت‌های دندانی نیز آنالیز تنش در بافت فک مجاور ایمپلنت و میزان تاثیرگذاری پارامترهای مختلف در تغییر این توزیع تنش، حائز اهمیت فراوانی است. (۲)، ساختار پیچیده

همچنین بررسی میزان تأثیر عوامل شعاع، ضخامت و سختی استخوان بر توزیع تنش بافت فک می‌باشد.

روش بررسی

از آنجا که Vidyasagar در تحقیق کلینیکی بر روی تعدادی از بیماران با شرایط متفاوت فک، تقسیم‌بندی بیماران را به صورت جدول ۱ انجام داده است (۱۱)، به منظور بررسی تأثیر شرایط گوناگون کاشت ایمپلنت در این مطالعه، ابتدا چهار نوع فک مختلف، مربوط به تقسیم‌بندی ارائه شده، در جدول ۱ به علاوه مدل پنجم شامل فک با لایه کورتیکال ضخیم و کانسلوس (Cancellous) با چگالی کم، به کمک مدل‌سازی در نرم‌افزار آباکس (Abaqus) بررسی شده است.

جدول ۱: مدل‌های کلینیکی فک

مدل ۱	استخوان کورتیکال همگن
مدل ۲	فک با لایه ضخیم از استخوان در اطراف هسته ای از استخوان کانسلوس با چگالی زیاد
مدل ۳	فک با لایه نازک از استخوان در اطراف هسته ای از استخوان کانسلوس با چگالی زیاد
مدل ۴	فک با لایه نازک از استخوان در اطراف هسته ای از استخوان کانسلوس با چگالی کم

در این مطالعه آزمایشگاهی مدل فک به کمک تصاویر CT-Scan یک مرد ۲۵ ساله در نرم افزار Mimix تهیه شده است. لایه‌ای از بافت کورتیکال که کانسلوس را احاطه کرده برای مدل‌هایی با فرض ضخیم بودن لایه، ۲/۵ و برای مدل‌هایی با کورتیکال نازک، یک میلی‌متر در نظر گرفته شده است. (۱۱)، به این ترتیب که ابتدا اطلاعات سی تی اسکن به نرم‌افزار میمیکس و سپس به کمک این اطلاعات، مدل وایر-فریم (Wire-frame) سه بعدی فک ساخته و به نرم افزار کتیا (CATIA) انتقال داده شده است. ایمپلنت ساخته شده در محل معین در فک قرار داده شده تا بار مورد نیروی جویدن به آن اعمال گردد. (شکل ۱)

باشند. Kong و همکاران (۶) زاویه تیپر بهینه را تعیین کرده است. تفاوت پایداری میان ایمپلنت‌های دنداندار و بدون دندان توسط Juez و همکاران (۷) بررسی شده است و در این مطالعه به مقایسه انواع مختلف رزوه نیز پرداخته شده است. Meijer و همکاران (۸) به بررسی چگونگی تأثیر طول، قطر ایمپلنت و سایر عوامل طراحی مانند گام رزوه پرداخته است. Lin و همکاران (۹) روند تغییر تنش را با تغییر سختی استخوان نشان داده است. شرایط متفاوت کاشت از جمله مواردی است که می‌تواند طول عمر یک ایمپلنت دندانی را افزایش دهد. از جمله این شرایط محل کاشت ایمپلنت، کیفیت استخوان و ضخامت استخوان می‌باشد. (۱۰)، تحقیقاتی گوناگونی در این زمینه انجام شده است اما نتیجه‌ای منسجم از میزان تأثیر مدول یانگ و ضخامت استخوان بر توزیع تنش در فک ارائه نشده است. (۱۱)، Okumura و همکاران (۱۲) تأثیر ضخامت بافت کورتیکال را بر توزیع تنش در یک مدل ساده شده، بررسی کرده و نشان داده‌اند که افزایش ضخامت باعث کاهش تنش می‌گردد.

Lekholm و همکاران (۱۳) تقسیم‌بندی مدل‌های کلینیکی مشاهده شده در فک بیماران را گزارش کرده و نشان داده‌اند که احتمال شکست ایمپلنت در کدام گروه بیشتر است اگرچه بیان شده هنوز مطالعه دقیقی برای تعیین علت شکست و مقایسه این مدل‌ها انجام نشده است. (۱۱)

در حل المان محدود، فرض تماسی مناسب برای شبیه سازی تماس ایمپلنت و استخوان، از نکات مهم مورد توجه می‌باشد. رشد استخوان پس از کاشت ایمپلنت حداکثر ۷۰٪ گزارش شده است. (۱۴-۱۵)، Li و همکاران (۱۶) با فرض تماس کامل ایمپلنت و استخوان نشان داده‌اند که پاسخهای آنالیز المان محدود بسیار به واقعیت نزدیک است. Mann و همکاران (۱۷) نشان داده‌اند که میزان دقت نتایج با فرض تماس اصطکاکی افزایش می‌یابد. Dammak و همکاران (۱۸) نشان داده‌اند فرض تماس اصطکاکی با دو ضریب اصطکاک، می‌تواند بهترین جواب را به دست آورد.

هدف از این مطالعه مقایسه مدل‌های کلینیکی ارائه شده برای فک و بررسی علت شکست بر اساس نحوه توزیع تنش و

تغییر داده شده تا روند تغییر تنش و میزان تأثیرگذاری این پارامتر تعیین گردد.

دو نوع بارگذاری مایل صد نیوتن با زاویه لینگوال ۱۱ درجه و گشتاور پیچشی دو نیوتن متر به جسم اعمال شده است. فک از دو انتهای مزیال و دیستال مقید شده است تا نیروی اعمال شونده از بافت مجاور فک به آن شبیه سازی گردد.

برای المان بندی مدل از نوزده هزار المان تترا هدرال استفاده شده است که این تعداد با توجه به مستقل شدن نتایج از تعداد المان‌های در نظر گرفته شده برای مدل پس از تکرار سه مرحله بهینه سازی حاصل شده است. از خطای کمتر از ۳٪ در این تحقیق صرف نظر شده است.

بررسی مدل‌های کلینیکی که در مرحله اول انجام شده صرفاً تأثیر کیفی را از سختی استخوان نشان می‌دهد اما تعیین تأثیر کمی مدول یانگ می‌تواند معیار مناسبی در تصمیم‌گیری برای محل و شرایط کاشت فراهم آورد.

در حل المان محدود در حیطه‌ای که المان‌ها نسبت به یکدیگر می‌توانند حرکت داشته باشند، می‌توان حل با استفاده از نظریه کار مجازی را یک روش مناسب دانست. در این روش ابتدا دیفرانسیل کار مجازی بر اساس تنش برشی محاسبه می‌شود.

$$d\Omega = \int \tau_i \delta \gamma_i dA$$

تنش برشی معادل بر اساس نرخ کرنش تعیین می‌گردد که در ناحیه الاستیک این رابطه خطی می‌باشد. روابط تنش

$$\text{کرنش به صورت } \tau_{eq} = \sqrt{\tau_1^2 + \tau_2^2} \text{ و } \gamma_{eq} = \sqrt{\gamma_1^2 + \gamma_2^2}$$

می‌باشد و در ناحیه خطی به صورت روابط

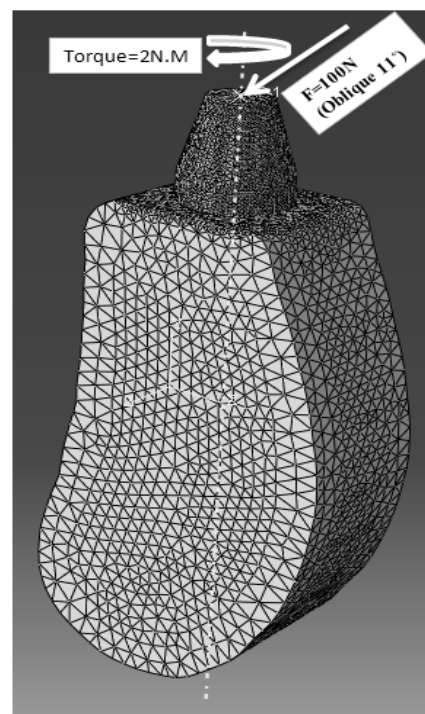
$$(k_s = \tau_{crit} / \gamma_{crit} \text{ و } \tau_i = k_s \gamma_i^{el}, k_s = \tau_{crit} / \gamma_{crit})$$

محاسبه می‌گردد.

برای ورود به حل اینکریمنتال کافی است بر اساس زمان رابطه نرخ کرنش را از نرم افزار استخراج کرده بر اساس $\gamma_i^{el}(t + \Delta t) = \gamma_i^{el}(t) + \Delta \gamma_i$ نرخ کرنش محاسبه شود.

یافته‌ها

در این بخش نتایج به تفکیک به منظور بررسی مدل‌های کلینیکی، تعیین شعاع و ضخامت بهینه استخوان جهت کاشت



شکل ۱: مدل بارگذاری و مش‌بندی شده فک

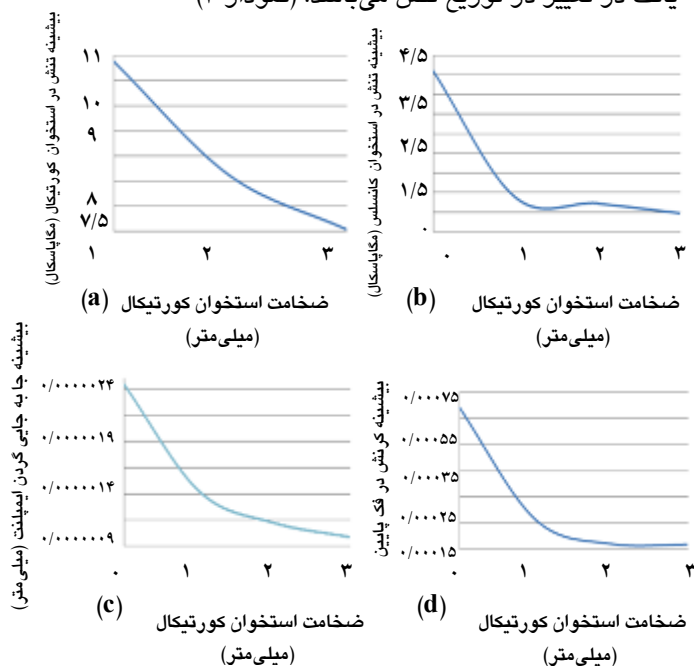
خواص استخوان فک هموزن و ایزوتروپیک با در نظر گرفتن دو لایه کورتیکال و کانسلس در جدول ۲ گزارش شده است. برای تعریف بافت چگال از بیشینه و برای تعریف بافت با چگالی کم کمینه مدول یانگ گزارش شده در نظر گرفته شده است. در سایر موارد میانگین بازه ارائه شده، انتخاب شده است.

جدول ۲: خواص مکانیکی مواد [۴]

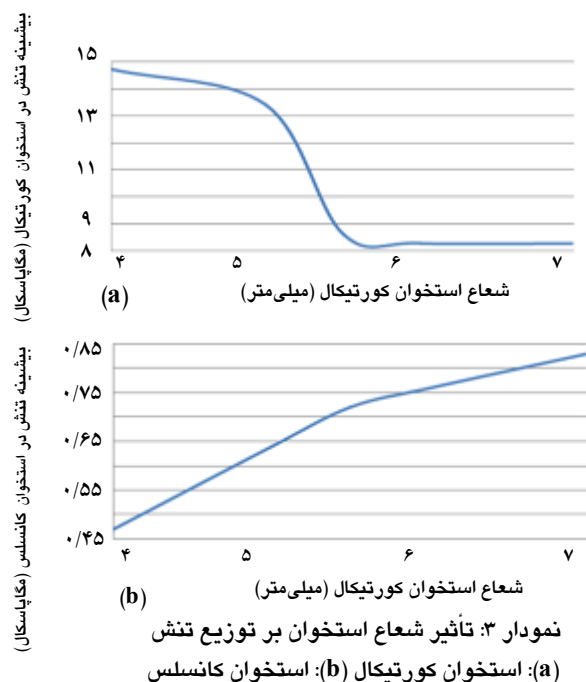
نوع ماده	مدول یانگ GPa	ضریب پواسون
استخوان اسفنجی	۰/۵ - ۶	۰/۳
استخوان متراکم	۱۸ - ۱۰	۰/۳
تیتانیوم	۱۱۰	۰/۳۵

جهت تعیین روند تغییر پارامترهای مؤثر در پایداری ایمپلنت دندان‌های ضخامت بافت کورتیکال از ۰/۵ تا سه میلی‌متر تغییر داده شده تا علاوه بر روند تغییر، میزان تأثیرگذاری این پارامتر نیز که از اهمیت خاصی برخوردار است تعیین گردد. در مدلی مشابه، شعاع استخوان اطراف ایمپلنت از ۳/۵ - ۵/۵

تأثیر سختی استخوان در توزیع تنش: افزایش مدول یانگ که شاخصی از تغییر سختی در استخوان است، در هر بافت، باعث افزایش تنش در همان بافت و کاهش سایر پارامترها می‌باشد. نکته مهم در این بخش، تعیین میزان تأثیر مدول یانگ در تغییر در توزیع تنش می‌باشد. (نمودار ۴)



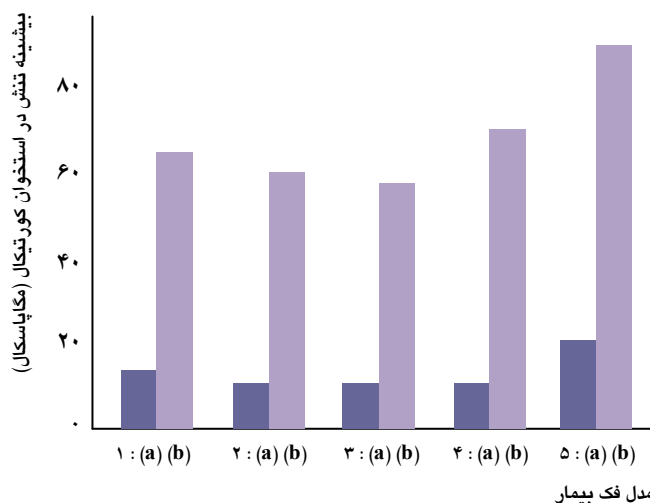
نمودار ۲: تأثیر ضخامت استخوان کورتیکال در
(a): تنش استخوان کورتیکال (b): تنش استخوان کانسلس
(c): جابه‌جایی در گلوگاه ایمپلنت (d): کرنش در استخوان فک



نمودار ۳: تأثیر شعاع استخوان بر توزیع تنش
(a): استخوان کورتیکال (b): استخوان کانسلس

ایمپلنت آورده شده است. تأثیر کیفیت و سختی استخوان نیز در یک قسمت جداگانه بررسی شده است.

بررسی شکست در مدل های کلینیکی فک: در این قسمت مدل پنج فک بیمار که در مطالعات کلینیکی خصوصیات آنان گزارش شده مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می‌دهد، در بارگذاری پیچشی و در بارگذاری مایل، روند تغییر توزیع تنش در بافت کانسلس و کورتیکال فک یکسان است. (نمودار ۱)



نمودار ۱: توزیع تنش در استخوان کورتیکال فک، برای مدل فک بیمار
(a): بارگذاری مایل (b): بارگذاری پیچشی

تأثیر ضخامت استخوان کورتیکال: نتایج این بررسی نشان می‌دهد که با افزایش ضخامت بافت کورتیکال، تنش، کرنش و جابه‌جایی کاهش می‌یابد اما در مورد تنش در کورتیکال این کاهش بسیار محسوس‌تر بوده و در سایر موارد برای ضخامتهای بزرگتر تغییرات ناچیزی در پارامترها مشاهده می‌شود. (نمودار ۲)

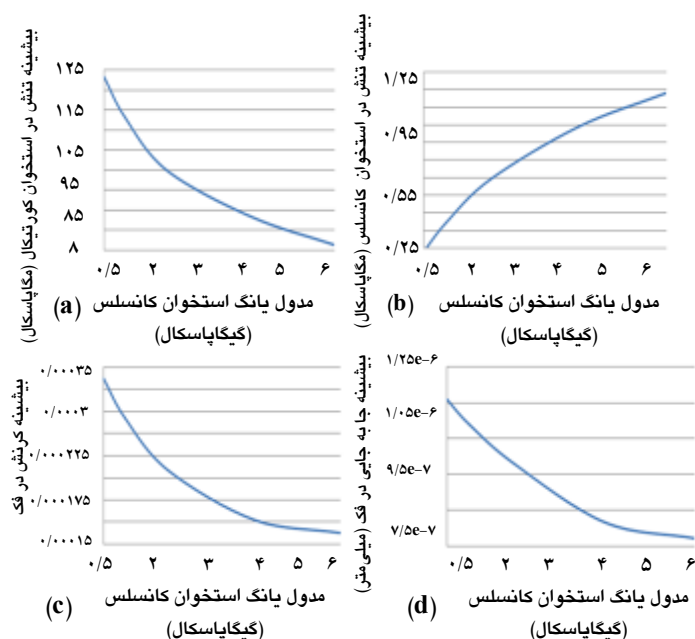
تأثیر شعاع استخوان در اطراف ایمپلنت: بررسی نشان می‌دهد که با افزایش شعاع اطراف ایمپلنت، تنش در بافت کورتیکال کاهش و در بافت کانسلس افزایش می‌یابد. شعاع استخوان از مرکز کاشت اندازه‌گیری می‌گردد، بنابراین برای شعاع ۵/۵ میلی‌متر، ضخامت استخوان اطراف ایمپلنت دو میلی‌متر می‌باشد. (نمودار ۳) در شعاع بحرانی کاهش شدید در تنش کورتیکال بسیار حائز اهمیت است.

افزایش ضخامت استخوان بافت کورتیکال، باعث کاهش تنش، کرنش و جابه‌جایی می‌گردد و کلاً پایداری ایمپلنت را به دنبال دارد اما برای ضخامت بیشتر از دو میلی‌متر، کلیه پارامترها به جز تنش در بافت کورتیکال، تقریباً ثابت می‌ماند. میزان تغییر تنش در بافت کورتیکال برای ضخامت بیشتر از دو میلی‌متر بسیار کمتر از ضخامت کمتر از دو میلی‌متر است. نتایج به دست آمده در این بخش با نتایج ارائه شده در مرجع (۱۲) منطبق است.

افزایش شعاع استخوان باعث کاهش در تنش بافت کورتیکال و افزایش آن در بافت کانسلس است. کاهش تنش برای شعاع دو میلی‌متر که معادل با ضخامت دو میلی‌متر استخوان اطراف ایمپلنت است بسیار بارز می‌باشد.

افزایش مدول یانگ برای استخوان کانسلس و کورتیکال، باعث افزایش تنش در آن بافت و کاهش سایر پارامترها از جمله تنش در بافت دیگر می‌گردد. از آنجا که تنش در بافت کورتیکال بیشینه تنش در فک است می‌تواند نقش مهمی را ایفا کند. با توجه به نتایج این آنالیز، می‌توان در هر مورد جهت کاهش یا افزایش مدول یانگ، با توجه به محدودیتهای موجود، تصمیم‌گیری کرد. روند تغییر تنش و کرنش منطبق با نتایج بیان شده در مشاهدات کلینیکی (۱۱) و نتایج به دست آمده در مرجع (۱۲) می‌باشد.

از محدودیتهای این مطالعه می‌توان به استفاده از مدل ایمپلنت بدون شیار و رزوه اشاره کرد که البته با توجه به اینکه این فرض برای کلیه حالات مقایسه شده برای خواص مکانیکی فک و شرایط کاشت ایمپلنت در نظر گرفته شده است، تأثیر شاخصی بر نتایج حاصله ندارد. همچنین نوع تحلیل انجام شده از نوع آنالیز المان محدود است که محدودیتهایی برای نحوه بارگذاری و شرایط مرزی اعمال شده به مدل را دارا می‌باشد. انجام مشاهدات کلینیکی دوره‌ای مبتنی بر انتخاب بیمار با توجه به تقسیم‌بندی که برای فک در این مطالعه انجام شده و مشاهده میزان پایداری ایمپلنت کاشته شده، می‌تواند در تأیید نتایج حاصل از این بررسی مؤثر باشد.



نمودار ۴: تأثیر مدول یانگ استخوان کانسلس در

(a): تنش استخوان کورتیکال (b): تنش استخوان کانسلس
(c): کرنش در استخوان فک (d): جابه‌جایی در گلوگاه ایمپلنت

بحث

بررسی پنج مدل کلینیکی، نشان می‌دهد که اولاً روند تغییر تنش برای هر دو بارگذاری مایل و پیچشی یکسان می‌باشد و ثانیاً مدل‌ها به ترتیب شماره پنج، یک، چهار، سه، دو در معرض خطر شکست می‌باشند. این نتایج در واقع بیشینه تنش در بافت فک می‌باشند. نتایج کلینیکی بیشترین خطر شکست را برای فکهای با لایه نازک استخوان کورتیکال و استخوان کانسلس با سختی کمتر، پیش‌بینی کرده است. (۱۱)، این نتایج کلینیکی با نتیجه حاصل از این مطالعه که نشان می‌دهد بیشترین تنش برای مدل پنج است کاملاً منطبق می‌باشد. از دیگر نکات مورد توجه در این بررسی، تنش در بافت کانسلس است. لازم به ذکر است که در این حالت چهار مدل وجود دارد زیرا در حالتی که صرفاً فک از استخوان کورتیکال تشکیل شده باشد. (مدل ۳)، تنش کانسلس وجود ندارد. نتایج در این بخش گرچه صرفاً بیشینه تنش در یک بخش استخوان و نه تمام فک را نشان می‌دهد اما از این نظر که تنش بیشینه قابل تحمل این بافت بسیار کمتر از بافت کورتیکال است، می‌تواند حائز اهمیت باشد.

نتیجه‌گیری

افزایش شعاع استخوان باعث کاهش در تنش بافت کورتیکال و افزایش آن در بافت کانسلوس می‌گردد که شعاع بهینه استخوان دو میلی‌متر می‌باشد.

فک با لایه نازک استخوان کورتیکال و استخوان کانسلوس با سختی کم، بیشترین خطر شکست را دارد. افزایش ضخامت استخوان بافت کورتیکال، پایداری ایمپلنت را به دنبال خواهد داشت و ضخامت دو میلی‌متر، ضخامت بهینه می‌باشد.

REFERENCES

1. Atefi E, Mallakzadeh M. Sensitive analysis of length and diameter of a dental implant with respect to stress distribution in the bone around implant by using finite element analysis. 16th Iranian Conference on Biomedical Engineering, Tehran University, Medicine Department, Tehran, Iran. 2010 Feb; 22-30.
2. Atefi E, M. Mallakzadeh M. Investigation of stress distribution in mandibular bone around a dental implant for determining the best implant inclination by using non-linear Finite Element method. 3rd Annu-al Conference on Electronic Health and Medical Application In Iran, Tehran, Iran. 2010 Feb; 20-7.
3. Bozkaya D, Müftü S, Müftü A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. J Prosthet Dent. 2004 Nov; 92(6): 523-30.
4. Eliasson A, Palmquist S, Suenson B, Sondell K. Five-year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by 4 implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Nov; 60(15):505-10.
5. Rieger M, Adams W, Kinzel G, Brose M. Bone stress distribution for three endosseous implants. J Prosthet Dent. 1989 Jun; 61(2): 223-28.
6. Kong L, Suna Y, Hua K. Selections of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. J Biomech. 2008 Nov; 95(14): 1124-30.
7. Juez F, Snchez Lasheras F, GarcNieto P. Non-linear numerical analysis of a double-threaded titanium alloy dental implant by FEM. Applied Math and Comput. 2008 Jun; 206(5): 952-67.
8. Meijer H, Kuiper J, Starmans F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants and height of mandible. J Prosthet Dent. 1992 Nov; 68(4): 96-102.
9. Lin D, Li Q, Duckmanton N. Mandibular bone remodeling induced by dental implant. J Biomech. 2010 Jun; 43(5): 287-93.
10. Hobo S, Ichida E, Garcia L. Osseointegration and occlusal rehabilitation, 3. Tokyo: Quintessence Publishing Co; 1991, 150-8.
11. Vidyasagar L, Apse P. Biological response to dental implant loading /overloading. implant verloading: Epiricism or science Stomatologija. Balt Denl Maxillofac J. 2003 Nov; 45(5): 83-9.
12. Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont Res. 2010 Jun; 86(6): 50-9.
13. Lekholm U, Zarb G. Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry, 2. Chicago IL: Quintessence Publishing Inc; 1985, 200-50.

14. Reina J. Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in human mandible. J Biomech. 2007 Nov; 40(4): 828-36.
15. Nokar S, Baghai Naini R. The effect of superstructure design on stress distribution in peri-implant bone during mandibular flexure. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Jun; 25(1): 31-7.
16. Li T, Kong L, Wang Y. Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: A three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009 Nov; 38(10): 1077-83.
17. Mann K, Bartel D, Wright T, Inghraffa A. Mechanical characteristics of the stem-cement interface. J Orthod Res. 1991 Jun; 20(9): 798-808.
18. Dammak M, Shirazi-Adl A, Zukorf D. analysis of cementless implants using interface nonlinear friction experimental and finite element studies. J Biomech. 1997 Jun; 30(2): 121-9.