بررسی و مقایسه توزیع تنش سه بعدی به روش تجزیه اجزای محدود در استخوان اطراف ایمپلنت با شکلهای مختلف قوسهای بی‌دندانی در فک پایین

دکتر عباس منزوی*- دکتر غلامرضا فرهنگ**

*استادیار گروه آموزشی پروتزهای متحرک فک و صورت دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران

**متخصص پروتزهای دندانی

Title: A Comparison Study of Stress Distribution Around Dental Implants in Three Mandibular Arch Types by Finite Element Analysis

Authors: Monzavi A. Assistant Professor*, Farhang Gh R. Prosthodontist

Address: *Dept of Prosthodotics. Faculty of Dentistry. Tehran University of Medical Sciences.

Abstract: The geometric shape of dental arch (square, tapering, ovoid) is an important factor in stress distribution pattern around dental implant. The aim of this study was to evaluate the role of arch form and the amount of bone loss (normal, moderate, high) in stress distribution around dental implant by considering different load direction. Three arch forms; square, ovoid, and tapering with three different stages of bone loss were designed. Models were divided into three-dimensional elements, which made 5500 nodes. The 143N load was applied at two angles (straight, oblique) at the last fixture, 8mm, and 16 mm from the center of implant on the cantilever. The Sap90 software was used for analyzing the stress distribution in this study. 54 different conditions were evaluated. Results showed that stress concentration changed from support toward fixture due to distally changing the load in the square and ovoid arch forms with normal bone. In the tapering arch with normal bone stress concentration was around the fixture. The amount of stress in normal tapering arch was more than physiologic extend, therefore, application of cantilever in tapering arches is not recommended.

Key Words: Stress Distribution- Square Arch- Tapering Arch- Ovoid Arch

Journal of Dentistry. Tehran University of Medical Sciences (Vol. 13, No:3-4, 2001)

چکیده

شکلهای قوس فکی (مربعی، مثلثی و بیضوی) نقش مهمی را در الگوی توزیع تنش در اطراف ایمپلنت‌های دندانی ایفا می‌کنند. هدف از این مطالعه ارزیابی نقش اشکال مختلف قوس فکی و میزان تحلیل استخوان (نرمال، متوسط، شدید) در توزیع تنش اطراف ایمپلنت دندانی با درنظر گرفتن جهات مختلف نیروی واردشده، بود. سه مدل قوس فکی مربعی، مثلثی و بیضوی در سه حالت مختلف تحلیل استخوان طراحی شد. مدل‌ها به المان‌های شش وجهی تقسیم شدند؛ به نحوی که ۵۵۰۰ گره را تشکیل دادند. نیروی ۱۴۳ نیوتن با دو زاویه عمود و مایل به آخرین فیکسچر، ۸ و ۱۶ میلی‌متر خلفی‌تر از آن روی کانتی‌لور اعمال شد. در این مطالعه جهت تجزیه و تحلیل توزیع تنش از نرم‌افزار Sap90 استفاده شد و ۵۴ حالت مختلف مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج نشان داد که با تغییر دیستالی نیرو در قوس مربعی و بیضوی با استخوان نرمال، تمرکز تنش از ساپورت به سمت فیکسچرها انتقال می‌یابد. تمرکز تنش در قوس مثلثی با استخوان نرمال در اطراف فیکسچر مشاهده شد. میزان تنش در این قوس بیش از حد فیزیولوژیک بود؛ در نتیجه توصیه می‌شود از کاربرد کانتی‌لور

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-06-28]

در قوسهای مثلثی خودداری شود.

کلید واژه‌ها: توزیع تنش- قوس مربعی- قوس مثلثی- قوس بیضوی

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران (دوره ۱۳، شماره ۳-۴، سال ۱۳۷۹)

مقدمه

الگوی تمرکز تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دارای نقشی اساسی در بقای ایمپلنت می‌باشد و می‌تواند میزان Osseointegration را تحت تأثیر قرار دهد (۱).

قوسهای بی‌دندان فک پایین شامل سه نوع مربعی، مثلثی و بیضوی (Squared-Tapering-Ovoid) می‌باشد که ممکن است حالتی بینابین نیز داشته باشد (۴،۳،۲).

نقش شکل قوس فکی در توزیع الگوی تنش به طور کامل شناخته نشده است و در مطالعات مختلف بیشتر به طول کانتی‌لور اشاره شده و بیان شده است که پیش‌آگهی کانتی‌لور در قوس فکی مربعی، ضعیف‌تر از قوسهای بیضوی و مثلثی می‌باشد (۵)؛ لذا در این خصوص سؤالاتی از این قبیل که:

- تفاوت تمرکز تنش در قوسهای فکی مثلثی با قوسهای مربعی و بیضوی چیست؟
- نقش میزان کمی استخوان و ارتباط آن با شکل قوسهای فکی در توزیع تنش چیست؟ مطرح می‌گردد.

در تحقیقی که Esam و همکاران در سال ۱۹۹۶ در ارتباط با پروتزهای متکی بر ایمپلنت و روی کانتی‌لور انجام دادند، نقش آن را در تغییر شکل استخوان (Strain) اطراف فیکسچرها تأکید و بیان کردند که در فرم قوسهای منحنی، میزان تغییر شکل استخوان نسبت به حالت مستقیم با اعمال نیروی یکسان از نظر محل و جهت متفاوت می‌باشد؛ وی همچنین بیان کرد که طول کانتی‌لور می‌تواند تحت تأثیر محل، تعداد و ابعاد ایمپلنت و شکل قوس فکی، نوع دندانهای مقابل و نیروهای فانکشنال و پارافانکشنال قرار گیرد (۶).

Mish و همکاران در سال ۱۹۹۴ طی انجام تحقیقی، اظهار داشتند که جهت و میزان نیرو و نیز موقعیت ایمپلنت نسبت به قوس فکی در قرار دادن ایمپلنت و ساختن پروتز مؤثر می‌باشد (۵) و موقعیت ایمپلنت نسبت به شکل قوس فکی اغلب تحت تأثیر تراکم استخوان (Density) و میزان نیرو قرار می‌گیرد. در قوس مربعی فاصله قدامی، خلفی ایمپلنت اسپلینت‌شده، کوچکتر از قوس مثلثی است و بهتر است طول کانتی‌لور در قوس مربعی کمتر و در قوس مثلثی بیشتر باشد (۵)؛ ایشان معتقدند که در قوس مربعی فیکسچرها تنها ساپورت قدامی را تأمین می‌کنند و این حالت اجازه کانتی‌لور را نمی‌دهد و اگر تحلیل استخوان زیاد باشد، پروتز RP-4 (Removable-Prosthesis) نیز توصیه نمی‌گردد (منظور اوردنچری است که با ایمپلنت ساپورت شود) و باید از یک Subperiosteal ایمپلنت استفاده شود که ساپورت استخوان در قدام و خلف برای آن فراهم گردد (۵)؛ ایشان همچنین معتقدند که شکل قوس، موقعیت ایمپلنت‌ها را نسبت به دندانهای مجاور و مقابل تعیین می‌کند؛ به عنوان مثال در بیماری که فک پایین وی مثلثی شکل است، فاصله کوتاه بین فیکسچرها باعث می‌شود که سیستم Clips به علت کوتاه‌بودن، گیر کافی نداشته باشد و اگر طراحی آن به صورت مستقیم باشد، موجب مزاحمت حرکت زبان می‌گردد؛ استفاده از بار زاویه‌دار نیز موجب وارد شدن بار به ناحیه وستیبول لبیال و باکال می‌شود و مزاحمت حرکات عضلات لب و اعمال نیروهای اهرمی روی فیکسچرها را به دنبال دارد؛ استفاده از بار

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-06-28]

منحنی موجب واردشدن نیروهای اهرمی و گشتاوری (Moment) به ایمپلنت می‌گردد.

از آنجایی که در ارتباط با توزیع تنش نیرو در استخوان اطراف فیکسچر و جزئیات نقش اشکال مختلف قوس فکی تحقیقات مبسوطی انجام نشده است، لذا در این مطالعه به بررسی نقش شکل قوس فک پایین و تأثیر میزان کمی استخوان در سه حالت نرمال، تحلیل متوسط و شدید با در نظرگرفتن دو راستای اعمال نیرو (عمودی و مایل) پرداخته شده است.

روش بررسی

سه شکل قوس فکی مندیبل، مربعی، بیضوی و مثلثی با کمک نرم‌افزار Math Cad طراحی شد. در این مطالعه از مشخصات ۶ عدد فیکسچر برانمارک با قطر ۴ و طولهای ۷ و ۱۳ میلی‌متر استفاده گردید (۸،۷) (جدول شماره ۱). در طراحی فواصل بین آنها ۴ میلی‌متر و محل آنها در قسمت قدامی فک پایین بین دو سوراخ چانه‌ای تعیین شد. طول کانتی‌لور دو برابر فاصله قدامی- خلفی فیکسچر قدامی تا خلفی‌ترین فیکسچر در نظر گرفته شد. عرض فریم‌ورک و کانتی‌لور ۴/۵ میلی‌متر و ارتفاع آن ۸ و ۱۰ میلی‌متر تعیین گردید. نیروها در سه محل دیستالی‌ترین فیکسچر، ۸ و ۱۶ میلی‌متر خلفی‌تر از آن اعمال گردید. اعمال نیرو در شش حالت بررسی شد؛ بدین ترتیب که حالتهای اول، دوم و سوم به ترتیب عبارت بودند از: اعمال نیروی ۱۴۳ نیوتن به صورت عمودی در دیستالی‌ترین فیکسچر، ۸ و ۱۶ میلی‌متر خلفی‌تر از آن و حالتهای چهارم، پنجم و ششم شامل اعمال نیروی ۱۴۳ نیوتن با زاویه ۳۰ درجه از سمت لینگوال بود. از لحاظ کمی استخوان فک پایین در سه شکل نرمال، تحلیل متوسط و شدید در نظر گرفته شد.

در استخوان نرمال، ارتفاع استخوان ۲۶ میلی‌متر (۱۳ میلی‌متر طول فیکسچر و ۱۳ میلی‌متر استخوان قسمت آپیکال فیکسچر) در نظر گرفته شد (۹).

ارتفاع استخوان با تحلیل متوسط ۱۵ میلی‌متر (۱۳ میلی‌متر طول فیکسچر و ۲میلی‌متر استخوان قسمت آپیکال فیکسچر) و در تحلیل شدید ارتفاع استخوان ۷ میلی‌متر (۷ میلی‌متر طول فیکسچر و بخش آپیکالی بدون استخوان) در نظر گرفته شد.

مدل‌های طراحی‌شده به المان‌های شش‌وجهی تقسیم شدند؛ به نحوی که ۵۵۰۰ گره را تشکیل دادند.

در این مطالعه جهت تجزیه و تحلیل توزیع تنش از نرم‌افزار Sap 90 استفاده شد.

با توجه به سه شکل قوس مربعی، بیضوی و مثلثی و سه فرم استخوان نرمال، با تحلیل متوسط و تحلیل شدید و شش حالت اعمال نیرو (عمودی و مایل هر کدام در سه محل)، ۵۴ وضعیت مختلف حاصل شد که مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند (۹).

جدول شماره ۱ - خصوصیات مکانیکی المان‌ها(۱۳،۱۲،۱۱،۱۰)

جنس ماده	ضریب پواسان	ضریب کشسانی (مگاپاسکال)
تیتانیوم	۰/۳۵	۱۱۰۰۰۰
استخوان کورتیکال	۰/۳	۱۳۷۰۰
استخوان اسفنجی	۰/۳	۱۳۷۰
طلا	۰/۳۵	۹۶۶۰۰

یافته‌ها

با استفاده از آنالیز Von Misses Stress (VMS) و تنش‌های اصلی (Principles)، میزان تنش در استخوان اطراف فیکسچر، فریم ورک و فیکسچر مورد ارزیابی قرار گرفت.

جدول شماره ۲ حداکثر تنش ایجادشده در ۵۴ حالت در نظر گرفته شده را نشان می‌دهد.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-06-28]

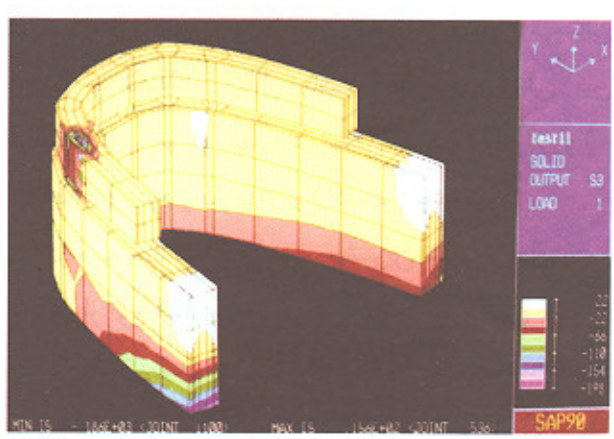
جدول شماره ۲- بیشترین میزان تنش ایجادشده در ٥٤ حالت مورد مطالعه

شکل و شرایط قوس فکی / محل و نوع نیرو		مربعی			بیضوی			مثلثی		
		نرمال	تحلیل‌متوسط	تحلیل‌شدید	نرمال	تحلیل‌متوسط	تحلیل‌شدید	نرمال	تحلیل‌متوسط	تحلیل‌شدید
نیروی عمودی	فیکسچر	۱۴۸	۴۲۵	۳۳۱۰۰۰	۱۳۹	۳۹۹	۲۳۷۰۰	۲۸۹	۳۷۹	۱۰۷۰۰۰
	۸ میلی‌متر	۱۳۷	۳۸۲	۴۴۵۰۰۰	۱۳۰	۳۵۹	۳۲۷۰۰۰	۱۵۱	۳۳۶	۱۴۲۰۰۰
	۱٦ میلی‌متر	۱۲۰	۳۷۷	۵۹۶۰۰۰	۱۱۶	۳۶۷	۴۳۹۰۰۰	۱۱۰	۳۶۳	۱۹۰۰۰۰
نیروی مایل	فیکسچر	۲۳۲	۷۳۳	۳۸۴۰۰۰	۲۰۹	۶۶۰	۲۸۲۰۰۰	۱۱۰۰	۶۵۶	۹۸۱۰۰
	۸ میلی‌متر	۲۳۹	۷۴۵	۴۱۱۰۰۰	۲۱۸	۶۷۹	۳۴۵۰۰۰	۱۴۴۰	۷۹۵	۱۵۳۰۰۰
	۱٦ میلی‌متر	۲۴۹	۷۵۹	۳۴۴۰۰۰	۲۳۰	۷۰۲	۴۲۴۰۰۰	۱۹۰۰	۱۰۴۰	۱۸۷۰۰۰

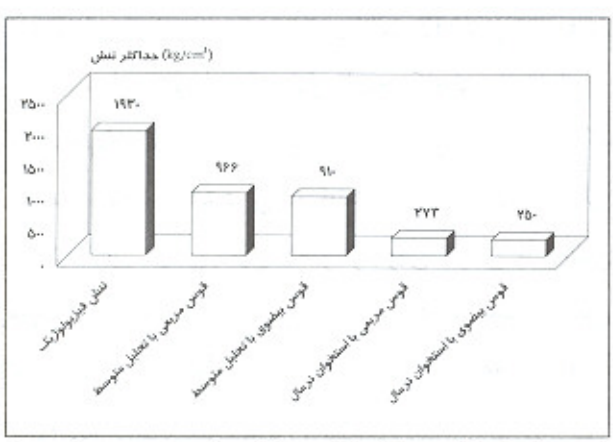
در آنالیز VMS در قوس مربعی نرمال، بیشترین میزان تنش به دنبال اعمال نیروی مایل در تکیه‌گاه ایجاد شد با بیشترکردن فاصله اعمال نیرو روی کانتی‌لور، الگوی تمرکز تنش از تکیه‌گاه به طرف دیستالی‌ترین فیکسچر متمرکز شد. در شش حالت بررسی‌شده تنش غالب از نوع فشاری بود که با افزایش فاصله اعمال نیرو از دیستالی‌ترین فیکسچر میزان تنش فشاری، کششی و VMS زیادتر گردید. بیشترین میزان تنش ایجادشده در استخوان در حالت ششم از نوع فشاری بود که $\frac{۱}{۷}$ میزان فیزیولوژیک بود (میزان فیزیولوژیک ۱۹۳۰ Kg/cm^3 می‌باشد) (۱۴،۵) (تصویر شماره ۱). همان‌طور که در تصویر مشاهده می‌شود، حداکثر تنش از نوع فشاری در تکیه‌گاه است که از حد فیزیولوژیک خیلی کمتر است (Kg/cm^2).

در آنالیز VMS در قوس مربعی متوسط، کاهش میزان استخوان در قسمت آپیکال فیکسچرها منجر به فاصله‌گرفتن الگوی تنش از تکیه‌گاه و متمایل‌شدن آن به طرف فیکسچر دیستالی شد؛ به طوری که میزان تنش در فیکسچر دیستالی نسبت به قوس مربعی با تحلیل نرمال افزایش یافت. در هر شش حالت همانند قوس مربعی با تحلیل نرمال، بیشترین میزان تنش از نوع فشاری بود که مقدار آن معادل ۵۰٪ میزان فیزیولوژیک بود (تصویر شماره ۲).

در آنالیز VMS در قوس مربعی با تحلیل شدید، بیشترین محل تمرکزتنش در آپیکال استخوان دیستالی‌ترین



تصویر شماره ۱- توزیع تنش در قوس مربعی نرمال به هنگام اعمال نیروی یک‌طرفه عمودی



تصویر شماره ۲- حداکثر تنش در قوسهای مربعی و بیضوی با استخوان نرمال و تحلیل متوسط در حالت ششم

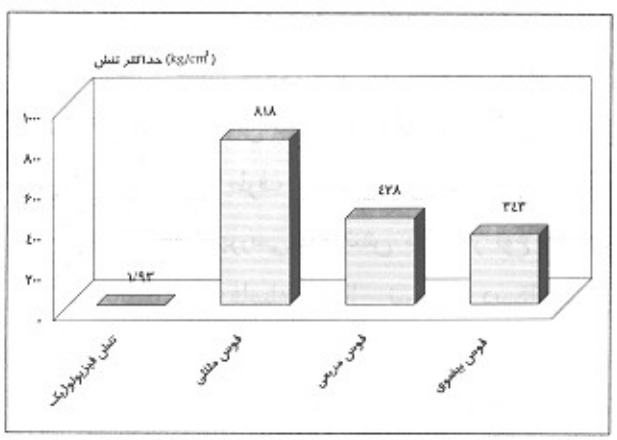
[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-06-28]

فیکسچر بود. بیشترین میزان تنش در هر شش حالت از نوع فشاری بود. کمترین میزان تنش فشاری ۱۲۸ برابر میزان تنش کششی و ۱۳۶ برابر نسبت به حالت فیزیولوژیکی بود که بسیار مخرب و از حد مجاز خیلی بالاتر است.

در آنالیز VMS در قوس بیضوی نرمال بیشترین میزان تنش در تکیه‌گاه ایجاد شد. با گسترش نیروی مایل و عمودی به خلف کانتی‌لور، تمرکز تنش علاوه بر تکیه‌گاه بر دیستالی‌ترین فیکسچر هم متمرکز شد. در آنالیزهای اصلی، بیشترین تنش از نوع فشاری بود که در حالت اول تا سوم در هر دو نوع آنالیز VMS و تنش‌های اصلی با افزایش فاصله اعمال نیرو میزان تنش کاهش یافت که این امر بر توزیع تنش در سایر فیکسچرها و استخوان اطراف آنها دلالت دارد. بیشترین تنش فشاری در استخوان در حالت ششم بود که این مقدار ۱۳٪ کل میزان فیزیولوژیک بود (تصویر شماره ۲).

در آنالیز VMS در قوس بیضوی با تحلیل متوسط بیشترین تمرکز تنش در تکیه‌گاه و اطراف خلفی‌ترین فیکسچر متمرکز شد که در حالت پنجم و ششم تمرکز تنش به دلیل گسترش نیرو به خلف کانتی‌لور و مایل بودن نیرو، علاوه بر تکیه‌گاه، در استخوان اطراف آخرین فیکسچر نیز دیده شد. در آنالیز تنش‌های اصلی، بیشترین میزان تنش از نوع فشاری بود و در هر دو نوع آنالیز VMS و تنش‌های اصلی، میزان تنش از حالت اول تا سوم کاهش یافت ولی از حالت چهارم تا ششم افزایش قابل توجهی را نشان داد که به علت کاهش استخوان در آپیکال فیکسچرها بود؛ ولی تمرکز تنش در این نوع کمتر از قوس مربعي با تحلیل متوسط بود. بیشترین میزان تنش در حالت ششم از نوع فشاری در استخوان بود که مقدار آن معادل ۴۷٪ فیزیولوژیک بود.

در آنالیز VMS در قوس بیضوی با تحلیل شدید در سه حالت اول بیشترین تمرکز تنش در آپیکال فیکسچر دیستالی و قدامی مشاهده شد. تمرکز تنش در سه حالت دوم به نزدیک فیکسچر دیستالی و ناحیه بعد از فیکسچر قدامی رسید. در سه حالت اول تمرکز تنش بسیار بحرانی بود. در آنالیز تنش‌های اصلی به جز حالت چهارم، بیشترین تنش ایجادشده از نوع فشاری بود که کمترین میزان آن ۱۲۱ برابر مقدار فیزیولوژیک بود. کمترین میزان تنش کششی ایجاد شده نیز ۱۰۳ برابر مقدار فیزیولوژیک بود (تصویر شماره ۳).

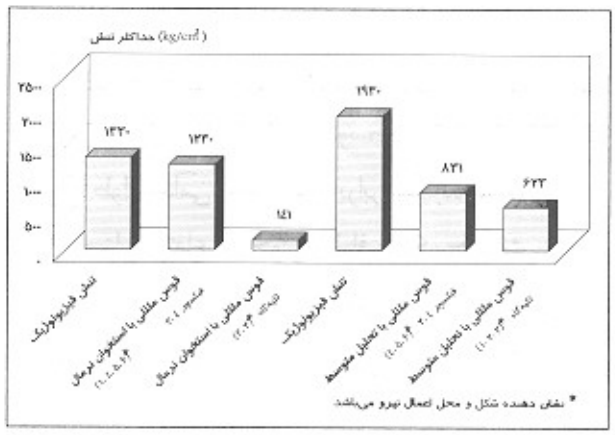


تصویر شماره ۳- حداکثر تنش در فیکسچر اول با قوسهای مربعی و بیضوی و مثلثی با تحلیل شدید استخوان

در آنالیز VMS در مورد قوس مثلثی نرمال بیشترین تمرکز تنش از حالت اول به سوم از آپیکال استخوان بین فیکسچرهای سوم و چهارم به سمت فیکسچر دیستالی (اولی) و تکیه‌گاه انتقال یافت. تنش‌های اصلی بین فیکسچرهای سوم و چهارم در تمامی حالات اعمال نیرو (به جز حالتهای دوم و سوم) از نوع کششی بود.

در همه حالات اعمال نیرو، بیشترین تنش در حالت دوم و سوم از نوع فشاری بود و مقدار آن با تنش های کششی تفاوت چندانی نداشت. بیشترین میزان تنش در استخوان از نوع کششی بود که‌میزان آن۹۲/۴۸٪مقدار فیزیولوژیک بود (تصویرشماره ۴).

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-06-28]



تصویر شماره ٤- حداکثر تنش در قوس مثلثی با استخوان نرمال و تحلیل متوسط

در آنالیز VMS در قوس مثلثی با تحلیل متوسط الگوی تنش از حالت اول تا سوم از نزدیکی دیستالی‌ترین فیکسچر به این فیکسچر متمرکز شد. در سه حالت دوم با انتقال نیروی مایل به خلف کانتی‌لور علاوه بر فیکسچر دیستالی و نزدیک آن، الگوی تنش در آپیکال استخوان اطراف فیکسچرهای سوم و چهارم نیز ملاحظه شد. در آنالیز تنش‌های اصلی، بیشترین تنش از نوع فشاری و در محل تکیه‌گاه در سمت پایین ایجاد شد. این تنش‌ها در حالت چهارم، پنجم و ششم به آپیکال استخوان اطراف فیکسچرهای سوم و چهارم منتقل شد. در حالت ششم بیشترین تنش ایجاد شده در استخوان از نوع فشاری بود که مقدار آن ۴۳٪ میزان فیزیولوژیک بود.

در آنالیز VMS در قوس مثلثی با تحلیل شدید الگوی تنش در فیکسچر دیستالی و ناحیه مجاور آن متمرکز شد و با تغییر بردار نیرو از حالت اول به سوم در فیکسچر دیستالی متمرکز شد و با تغییر بردار نیرو از حالت چهارم به ششم تمرکز تنش از دیستالی ترین فیکسچر به ناحیه نزدیک آن متمرکز گردید. در آنالیز تنش‌های اصلی بیشترین میزان تنش از نوع فشاری بود و هر دو نوع تنش‌های فشاری و کششی افزایش قابل توجهی را نشان دادند؛ به طوری که کمترین میزان تنش فشاری ۴۲ برابر مقدار فیزیولوژیک بود.

بحث

در قوسهای فکی مربعی و بیضوی در انواع نرمال و متوسط با کاهش ارتفاع استخوان، میزان تنش از تکیه‌گاه به اطراف دیستالی‌ترین فیکسچر منتقل شد و در نوع تحلیل شدید حداکثر تنش به اطراف دیستالی‌ترین فیکسچر متمرکز گردید؛ یعنی با کاهش ارتفاع استخوان، تنش در استخوان اطراف فیکسچرها، بخصوص خلفی‌ترین فیکسچر متمرکز می‌شود (۱۲). با کاهش ارتفاع استخوان و طول فیکسچر، میزان تنش در استخوان و فیکسچر افزایش می‌یابد؛ لذا تنش ایجادشده در تحلیل متوسط بیشتر از نوع نرمال می‌باشد (۱۵،۳)؛ به همین دلیل در نوع سوم (تحلیل شدید) میزان تنش بسیار زیاد بود. تنها در نوع قوس مثلثی نرمال بود که میزان تنش در استخوان و فیکسچر بیش از تحلیل متوسط بود. در نوع مثلثی انحناء قوس، گویای تمرکز تنش است؛ به صورتی که در قسمت قدامی که انحنا شدید است، تمرکز تنش وجود داشت و با افزایش فاصله اعمال نیرو، تمرکز تنش از قسمت قدامی فک به اطراف خلفی‌ترین فیکسچر منتقل شد. با کاهش میزان استخوان، حداکثر تنش در قوس مربعی با تحلیل متوسط سه برابر حالت نرمال شد.

در مقایسه قوسهای بیضوی ملاحظه شد حداکثر تنش در نوع نرمال $\frac{۱}{۳}$ نوع تحلیل متوسط می‌باشد. در هر سه قوس فکی، با تحلیل شدید، میزان تنش‌های ایجادشده از حد فیزیولوژیک خیلی بالاتر بود و این میزان برای استخوان اطراف فیکسچر بسیار زیاد است؛ لذا توصیه می‌گردد که از کانتی‌لور در تحلیل شدید استخوان استفاده نشود. در قوس بیضوی نرمال و تحلیل متوسط الگوی تنش یکنواخت‌تر بود و تنش در یک ناحیه متمرکز نبود. در همه قوسها با تحلیل

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-06-28]

شدید، حداکثر تنش در اعمال نیروی عمودی دیده شد؛ در صورتی که در استخوان نرمال و با تحلیل متوسط حداکثر تنش در اعمال نیروی مایل بود؛ هرچند این تنش ایجادشده کمی کمتر از اعمال نیروی عمودی بود؛ این مطلب نشان می‌دهد که افزایش فاصله اعمال نیرو، نقش مهمتری در ایجاد حداکثر تنش نسبت به نوع نیرو دارد.

بر خلاف شکل مربعی و بیضوی که در تحلیل نرمال و متوسط حداکثر تنش استخوان در تکیه‌گاه و استخوان اطراف دیستالی ترین فیکسچر بود، در قوس مثلثی نرمال بیشترین میزان تنش در استخوان اطراف فیکسچر سوم و چهارم (از دیستال به مزیال) بود و با افزایش نیروی مایل از تمرکز تنش کاسته شد و به اطراف فیکسچرهای دیستالی انتقال یافت.

در شکلهای قوس مربعی، بیضوی و مثلثی در حالات استخوان نرمال و با تحلیل متوسط، میزان تنش در استخوان کمتر از حالت فیزیولوژیک بود ولی در حالت تحلیل شدید تقریباً ۱۰۰ برابر حالت فیزیولوژیک بود که یا باید از کانتی‌لور صرف نظر کرد و یا در انتهای فک از فیکسچرهای کوتاه استفاده شود تا انتهای کانتی‌لور در آن قرار گیرد؛ همچنین گزارش شده که خمش فک پایین عاملی تهدیدکننده برای ثبات Interface می‌باشد؛ البته با تمهیدات دیگری نظیر افزایش قطر فیکسچر، افزایش فاصله بین فیکسچرها و کاهش نیروی اکلوزالی در حالت تحلیل شدید استخوان شاید بتوان میزان تنش را تعدیل کرد (۵). میزان تنش تحت تأثیر شکل قوس می‌باشد؛ به طوری که تنش ایجادشده در قوس مثلثی نرمال نسبت به قوسهای مربعی و بیضوی نرمال بیشتر می‌باشد.

نتیجه‌گیری و پیشنهادات

نتیجه‌گیری و پیشنهادات حاصل از این تحقیق به شرح زیر می‌باشد:

- در قوسهای فکی مربعی، بیضوی و مثلثی با انواع استخوان نرمال و با تحلیل متوسط می‌توان از کانتی‌لور خلفی با طول قدامی، خلفی ۲/۵ برابر استفاده نمود.
- میزان ارتفاع استخوان اطراف فیکسچر نقش مهمی در توزیع تنش بین استخوان اطراف فیکسچرها و کل استخوان دارد و طول مناسب استخوان حداقل ۱۰ میلی‌متر می‌باشد.
- تمرکز تنش در قوسهای فکی که دارای انحنای شدید می‌باشند بیشتر از نواحی دیگر است؛ چرا که این‌گونه نواحی مانع عبور و انتقال تنش از یک سمت قوس به سمت دیگر می‌گردد.
- در قوس مثلثی با افزایش فاصله اعمال نیرو و تمرکز تنش، از قسمت قدام قوس فکی به خلف و سایر فیکسچرها توزیع می‌شود؛ در صورتی که در قوسهای مربعی و بیضوی، تمرکز تنش از قسمت اعمال نیرو به طرف قدام و سمت دیگر قوس گسترش پیدا می‌کند.
- نقش فاصله اعمال نیرو مهمتر از نوع نیرو (مایل و عمودی) می‌باشد.
- میزان تنش تحت تأثیر شکل قوس قرار می‌گیرد؛ به طوری که در قوسهای فکی مثلثی نرمال نسبت به قوسهای مربعی و بیضوی نرمال بیشتر است.
- بیشترین میزان تنش در قوسهای مربعی و بیضوی در انواع نرمال و متوسط و شدید در تکیه‌گاه و دیستالی‌ترین فیکسچر می‌باشد؛ در حالی که در قوس مثلثی در محل انحنای شدید قرار می‌گیرد.
- میزان تنش، فیکسچرها را تهدید نمی‌کند؛ زیرا میزان مقاومت در فیکسچرها ۱۰ برابر مقاومت استخوان می‌باشد. تنها ممکن است با خطر شل شدن اسکروها یا شکستن سمان بین دو جزء ایمپلنت مواجه شد.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-06-28]

تشکر و قدردانی

از آقایان دکتر علیرضا پارسا عضو هیأت علمی گروه آموزشی ریاضی دانشکده علوم دانشگاه تهران و مهندس قدرتی که در طراحی و مدل‌سازی و آنالیز نیروها ما را یاری نموده‌اند، همچنین از خانم دکتر فرزانه آقاجانی که در تدوین این مقاله نهایت همکاری را مبذول داشته‌اند، کمال تشکر و سپاسگزاری را داریم.

منابع:

1- Mish CE, Bides MW. Implant protected occlusion. Int J Dent Symp 1994; 2 (1): 32-7.

2- Laney WR. Maxillofacial Prosthetics. Littleton: PSG; 1997.

3- Nelson AA. The aesthetic triangle in the arrangement of teeth, face form, tooth form and alignment form, harmonious and grotesquer. Nat DAJ 1922; 392-901.

4- Watt DM. Designing Complete Dentures. 2nd ed. Bristel: Wright; 1986.

5- Mish CE. Contemporary Implant Dentistry. 1st ed. St Louis: Mosby; 1993.

6- Esam AT, Brien RL. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant- supported prosthesis. J Prosthet Dent 1996: 76(2). 158-64.

۷- ویلسون، ادوارد ال؛ اشرف، حبیب‌اله. برنامه عمومی تحلیل استاتیکی و دینامیکی سازه‌ها Sap 90 . ترجمه فخارزاده، عباس. دانشگاه عمران- علم و صنعت ایران. چاپ دوم. ۱۳۷۳.

8- Hobo S, Ichida E, Garcial LT. Osseo Integration and Occlusal Rehabilitation. 3rd ed. Tokyo: Quintessence; 1991.

9- Block Kent Michaels John N. End Osseous Implants for Maxillofacial Reconstruction. 1st ed. Philadelphia: Saunders; 1995.

10- Van Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K. Stress absorbing elements in dental implants. J Prosthet Dent 1990; 64: 198-205.

11- Borchers L, Rechart P. The dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res 1983; 62: 155-59.

12- Meijer HJ, Kulper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructures, length of implants and height of mandible. J Prosthet Dent 1992; 62: 96-102.

13- Graig RG. Restorative Dental Materials. 8th ed. St. Louis: Mosby; 1989.

14- Bidez MW, Mish CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. J Oral Implant 1992; 18: 264-74.

15- Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants. Int J Oral Maxilloface Implants 1991; 6: 142-6.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-06-28]