مقایسه اثر مواد مختلف سازنده ساختار فلزی روکش بر توزیع تنش پیرامون ایمپلنت با آنالیز اجزاء

محدود سه بعدي

دكترمهرو وجداني ، دكتر عباس صبوري **، دكتر كريم جعفري ***، سالار خواجه پور ****، دكتر احسان فرجود *****

چکیدہ

سابقه و هدف: پروتزهای متکی بر ایمپلنت علیرغم موفقیت بالای کلینیکی، در برخی موارد با شکست مواجه میشوند. یکی از عوامل مهم در موفقیت یا شکست ایمپلنت، کنترل نیروهای اعمال شده میباشد. فهم کامل اصول بیومکانیک در پروتزهای متکی بر ایمپلنت، امکان ارائه طرح درمان مناسب برای هر بیمار و کاهش خطر مشکلات فانکشنال را فراهم میکند. آنالیز اجزاء محدود یک روش عددی و کمی است و برای بررسی نحوه توزیع نیرو در ساختارهای پیچیده استفاده میشود. این مطالعه با هدف مقایسه اثر مواد مختلف سازنده ساختار فلزی روکش بر توزیع تنش در استخوانهای اطراف ایمپلنت یا آنالیز اجزاء محدود سه بعدی انجام شد.

مواد و روشیها: در این مطالعه آزمایشگاهی، مدل سه بعدی استخوان با استفاده از (CBCT) ایمپلنت Cone Beam Computerized Tomography (CBCT) ایمپلنت Nobel Replace tapered (Nobelpharma, بیمار تهیه شد. در محیط نرم افزار (Dassault System, France) ایمپلنت CATIA V5R20 (Dassault System, France) با طول ۱۳ و قطر ۲/۳ میلی متر در ناحیه قدام فک بالا قرار گرفته، اباتمنت از جنس تیتانیوم، سمان ZOE و روکش با فریم ورکهای مختلف (آلیاژ نقره- پالادیوم، نیکل- کروم و کامپوزیت تقویت شده با فایبر) طراحی شد. نیروی ۱۷۸ نیوتن در سه زاویه صفر، ۳۰ و فریم و درجه نسبت به محور ایمپلنت اعمال و حداکثر کنش با

یافته ها: با تغییر در جنس فریم ورک روکش در میزان تنش وکرنش والگوی توزیع آنها تفاوت اندکی مشاهده شد. با افزایش زاویه اعمال نیرو، میزان تنش و کرنش در استخوان اطراف ایمپلنت افزایش یافت بیشترین مقدار تنش و کرنش مربوط به زاویه ۴۵ درجه بود. در اعمال نیروی صفر درجه حداکثر میزان تنش در استخوان کورتیکال پیرامون ایمپلنت با فریم ورک نیکل-کروم: ۱۷/۳۲۶مگاپاسکال، نقره-پالادیوم: ۱۷/۳۸ مگاپاسکال و در کامپوزیت تقویت شده با فایبر: ۱۷/۳۱ مگاپاسکال بود. در اعمال نیروی ۳۰ درجه حداکثر میزان تنش در استخوان کورتیکال با فریم ورک نیکل-کروم: ۱۳۶۹۵ مگاپاسکال، نقره-پالادیوم: ۱۳۶/۰۳ مگاپاسکال و در کامپوزیت تقویت شده با فایبر: ۱۳۶/۱۰ مگاپاسکال بود. در اعمال نیروی ۴۵ درجه حداکثر میزان تنش در استخوان کورتیکال با فریم ورک نیکل-کروم: ۱۳۵۸مگاپاسکال، نقره-پالادیوم: ۱۷/۳۲۱ مداکثر میزان تنش در استخوان کورتیکال با فریم ورک نیکل و در کامپوزیت تقویت شده با فایبر: ۱۳۶/۱۰ مگاپاسکال بود. در اعمال نیروی ۴۵ حداکثر میزان تنش در استخوان کورتیکال با فریم ورک نیکل-کروم: ۱۶۱/۳۷

نتیجه *گیری:* **استفاده از مواد مختلف در فریم ورک روکشهای ایمپلنت در میزان و نحوه توزیع تنشها در استخوان اطراف ایمپلنت تاثیر چندانی** نداشت.

> **کلید واژتحان:** آنالیز اجزای محدود، ایمپلنت، تنش، فریم ورک، استخوان کورتیکال، کرنش. تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۱/۶/۱۳ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۹۱/۱۱/۱۴ تاریخ تأیید مقاله:۱۲/۱۱/۱۸

Please cite this article as follows:

Vojdani M, Sabouri A, Jafari K, Khajehpour S, Farjoud E. Effect of Framework Material on Stress Distribution around Implants using Three-Dimensional Finite Element Analysis.J Dent Sch 2013;30(4):233-239. مقدمه

> ایجاد یک جایگزین مناسب برای دندانهای از دست رفته همواره از اهداف اصلی در دندانپزشکی محسوب میگردد. ورود ایمپلنت به طرح درمان پروتز در درازمدت مزایای بسیاری برای دندانپزشکی فراهم کرده است که بهبود زیبایی و عملکرد جویدن، افزایش راحتی و اعتماد به نفس

بیمار از جمله آنهاست. ایمپلنت با طراحی و ساخت دقیق و طرح درمان مناسب، طی ۱۵ سال موفقیتی بالای ۹۰٪ دارد(۱). علیرغم موفقیت بالای کلینیکی پروتزهای متکی بر ایمپلنت، اما این پروتزها در برخی موارد با شکست مواجه میشوند. علت اصلی شکست ایمپلنت، عدم اتصال

^{*} دانشیارمرکز تحقیقات بیومتریال، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز.

^{**} استادیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز.

^{***} نویسنده مسئول: متخصص پروتز، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز. <u>kjafari@arums.ac.ir</u>

^{****}دانشجوی دکترای مهندسی مکانیک، عضو هیئت علمی دانشگاه آزاد اسلامی واحد شیراز.

^{*****} دستیار تخصصی پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز. www.SID.ir

بیومکانیکی کافی بین ایمپلنت و استخوان اطراف میباشد. از عوامل موثر در شکست اتصال بین ایمپلنت و استخوان، میتوان بهداشت دهانی ضعیف، عفونت باکتریایی و اعمال نیروهای اضافی به ایمپلنت اشاره کرد(۲).

توجه به اصول بیومکانیک در پروتزهای متکی بر ایمپلنت، امکان ارائه طرح درمان مناسب برای هر بیمار را فراهم مىكند و سبب كاهش احتمال ايجاد مشكلات فانكشنال يا شکست ایمپلنت میگردد. ایمپلنت به طور معمول از تیتانیوم يا آلياژهاي آن ساخته مي شود. ضريب الاستيسيته تيتانيوم ۵ تا ۱۰ برابر استخوان کورتیکال است(۳). نیروهای اعمال شده بر ایمپلنت باعث ایجاد خمش و افزایش تنش در ناحیه كرست مىشوند كه اين مىتواند موجب شل شدن پيچها و تحليل استخوان كرست و سرانجام شكست ايمپلنت گردد(۴). از روشهای متفاوتی برای ارزیابی میزان تنش و کرنش در استخوان اطراف ايمپلنت استفاده مىشود كه مىتوان به آناليز فوتوالاستيك، آناليز Strain Gauge و آناليز اجزاء محدود اشاره کرد.آنالیز اجزاء محدود یک روش عددی و کمی برای تحلیل تنش در ساختارهای پیچیده است. با استفاده از این روش میتوان میزان و الگوی توزیع تنش و کرنش را در ساختارهای سه بعدی معین کرد. در این روش عناصر ساختاری مجزا (element) از طریق نقاط یا گردها (nodes) به هم متصل می شوند. این اجزاء از تقسیم ساختار

اولیه به واحدهایی با شکل مناسب ایجاد میشود. برای هر جزء خصوصیات فیزیکی متناسب با ماده شبیهسازی شده درنظر گرفته می شود(۵).

در مطالعات گوناگون اثر جنس اجزاء پروتزی در طرح درمانهای مختلف در توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت با استفاده از آنالیز اجزاء محدود بررسی شده است. Abreu و همکاران در سال ۲۰۱۰ اثر جنس بار در اوردنچر دارای tisfit بر توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت را با روش آنالیز اجزاء محدود مطالعه کرد(۶). Sertgöz در سال ۱۹۹۷ اثر جنس ساختار فوقانی پروتزهای ثابت ساپورت شونده با ایمپلنت را در توزیع تنش اطراف ایمپلنت با روش آنالیز اجزاء محدود بررسی کردند(۷). در مطالعه حاضر اثر مواد مختلف سازنده ساختار فلزی روکش در توزیع تنشهای ایجاد شده پیرامون ایمپلنت در استخوان با

مواد و روشیها:

در این مطالعه ابتدا کانتور دقیق و سه بعدی استخوان ناحیه پره ماگزیلا با استفاده از CBCT بیمار ۵۵ ساله در نرم افزار Mimics 10.01 طراحی شد(شکل ۱).



شکل ۱- مدل سه بعدی استخوان در نرم افزار Mimics 10.01

مدل سه بعدی ایجاد شده با فرمت STL به نرم افزار CATIA انتقال یافته، تحت ویرایش قرار گرفت. استخوان D3 ناحیه پره ماگزیلا به صورت دو لایه استخوان کورتیکال (به ضخامت ۷۵/۰ میلیمتر) و استخوان ترابکولار (Nobelpharma,Gothenburg, در نظر گرفته شد. ایمپلنت ,weden) NobelReplace Tapered

مطالعه انتخاب شد. ایمپلنت با طول ۱۳ و قطر ۴/۳ میلی متر (مطابق با کاتولوگ شرکت سازنده) در ناحیه قدام فک بالا قرار داده شد. اباتمنت با ارتفاع ۲/۵، کولار ۱ میلی متر و فرم مارژین اسکالوپ طراحی شد تا از پروفایل بافت نرم تبعیت کند. لایه سمان از جنس ZOE به ضخامت ۲۰ میکرون بین اباتمنت و فریم ورک روکش مدلسازی شد. روکش به



شكل ٣- نحوه قرار گيرى ايمپلنت در داخل استخوان ماگزيلا

سپس مدل سه بعدی آماده شده برای انجام آنالیز اجزاء محدود به نرم افزار ANSYS Work Bench14 منتقل شد. خصوصیات مکانیکی استخوان و FRC به صورت

آنیزوتروپیک و غیرخطی و سایر مواد به صورت هموژن، الاستیک و خطی تعریف شد.(جدول ۱).

| | | | | ویژگی مواد | جدول ۱- | | | | |
|------------------------|----------------------|----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|---------------|-------|-------|
| مواد | | | | Elastic modulus | | | Poisson ratio | | |
| تيتانيوم | | | |)) | | | • /٣٣ | | |
| نيكل-كروم | | | | ۲۰۶۰۰۰ | | | • /٣٣ | | |
| پرسىلن | | | | ۶۸۹۰۰ | | | • / Y A | | |
| نقره- پالاديوم | | | | 90 | | | • /٣٣ | | |
| کامپوزیت رزین | | | | ۲۸۰۰۰ | | | • /٣٣ | | |
| سمان زينك اكسايد اژنول | | | | ١۶٠٠٠ | | | ۰/۳۵ | | |
| | E ₁ (GPa) | E ₂ (GPa) | E ₃ (GPa) | G ₁₂ (GPa) | G ₂₃ (GPa) | G ₁₃ (GPa) | 12 | 23 | 13 |
| كورتيكال | ۱۲/V | ۱۷/۹ | ۲۲/۸ | ۵/۰ | ٧/۴ | ۵/۵ | ۰/۱۸ | ۰/۲۸ | ۰/۳۱ |
| ترابكولار | ۰/۲۱ | ١/١۴٨ | ١/١۴٨ | ·/·۶٨ | •/474 | ۰/۰۶۸ | ۵۵ ۰ / ۰ | ۰/۳۲۲ | ۰/۰۵۵ |
| FRC | ٣٧ | ٩/۵ | ٩/۵ | •/YV | ٠/٣۴ | • /YV | ٣/١٠ | ٣/۵٠ | r/1. |

نوع المان مورد استفاده SOLID 187، CONTA174 و TARGE170، تعداد کل المانها ۸۸۱۳۰۹، تعداد کل گردها

۱۴۱۶۹۸۶ و اندازه هر المان ۰/۳۹۹۷۷۰ میلیمتر بود. شرایط مرزی به صورت ثابت در نظر گرفته شد.

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۳۰، شماره ۴، زمستان ۱۳۹۱ www.SID.ir

در این مطالعه فریم ورکهای مختلف روکش از جنس آلیاژ بیس متال نیکل-کروم، آلیاژ نابل نقره-پالادیوم و کامپوزیت لابراتواری FRC بر روی اباتمنت تیتانیومی قرار گرفت. لایه پرسلن به ضخامت ۱/۵ میلیمتر بر روی فریم ورکهای نیکل-کروم و نقره-پالادیوم، همچنین ونیر کامپوزیتی بر

روی FRC قرار گرفت. نیروی ۱۷۸ نیوتن در سه وضعیت صفر، ۳۰ و۴۵ درجه نسبت به محور ایمپلنت درسطح پالاتال (۲ میلیمتر سرویکالیتر نسبت به لبه انسیزال) وارد شد. (جدول ۲)

| جدول ۲- گرو مهای مورد مطالعه در تحقیق حاضر | |
|--|--------|
| اباتمنت تیتانیوم و روکش PFM با فریم نیکل–کروم و بارگذاری در امتداد ایمپلنت | گروه ۱ |
| اباتمنت تیتانیوم و روکش PFM با فریم نقره-پالادیوم و بارگذاری در امتداد ایمپلنت. | گروه ۲ |
| اباتمنت تیتانیوم و روکش با کامپوزیت لابراتواری FRC و بارگذاری در امتداد ایمپلنت | گروه ۳ |
| اباتمنت تیتانیوم وروکش PFM بافریم نیکل-کروم وبارگذاری بازاویه ۳۰ درجه نسبت به محورایمپلنت. | گروه ۴ |
| اباتمنت تیتانیوم وروکش PFM بافریم نقره-پالادیوم وبارگذاری با زاویه ۳۰ درجه نسبت به محورایمپلنت | گروه ۵ |
| اباتمنت تیتانیوم وروکش باکامپوزیت لابراتواریFRCوبارگذاری بازاویه ۳۰ درجه نسبت به محورایمپلنت | گروه ۶ |
| اباتمنت تیتانیوم وروکش PFM بافریم نیکل-کروم وبارگذاری با زاویه ۴۵ درجه نسبت به محورایمپلنت | گروه ۷ |
| اباتمنت تیتانیوم وروکش PFM بافریم نقره-پالادیوم وبارگذاری با زاویه ۴۵ درجه نسبت به محورایمپلنت | گروه ۸ |
| اباتمنت تیتانیوم وروکش باکامپوزیت لابراتواریFRCوبارگذاری با زاویه ۴۵درجه نسبت به محورایمپلنت | گروه ۹ |
| | |

يافتەھا:

نتایج آنالیز به صورت معیار von-Mises نشان داد که بیشترین میزان تجمع تنش، در استخوان کورتیکال ناحیه کرست ودر سمت لبیال قرار دارد (شکل۴).



شکل ۴- الگوی توزیع تنش در استخوان کورتیکال

در تمامی گروهها الگوی توزیع تنش در استخوان کورتیکال مشابه بود. نتایج نشان داد که با تغییر در جنس فریم ورک روکش در میزان تنش و کرنش و الگوی توزیع آنها تفاوت اندکی بوجود آمد. در شرایط اعمال نیروی صفر درجه میزان حداکثر تنش در استخوان کورتیکال به ترتیب مربوط به کامپوزیت تقویت شده با فایبر، نیکل کروم و نقره-

پالادیوم بود. در شرایط اعمال نیروی ۳۰ درجه میزان حداکثر تنش در استخوان کورتیکال به ترتیب مربوط به نقره- پالادیوم، کامپوزیت تقویت شده با فایبر و نیکل کروم بود. در شرایط اعمال نیروی ۴۵ درجه میزان حداکثر تنش در استخوان کورتیکال به ترتیب مربوط به کامپوزیت تقویت شده با فایبر، نقره- پالادیوم و نیکل کروم بود. تغییر در زاویه اعمال نیرو موجب افزایش میزان تنش در استخوان کورتیکال شد و این افزایش با مقدار زاویه رابطه مستقیم داشت. بیشترین میزان تنش در زاویه ۴۵ درجه مشاهده شد (نمودار ۱).





بررسی میزان کرنش نشان داد که هرچه زاویه اعمال نیرو به محور ایمپلنت نزدیک باشد، میزان کرنش کاهش یافته، در محدوده قابل قبول فیزیولوژیک قرار میگیرد (نمودار ۲).



بحث:

آنالیز اجزاء محدود یک روش عددی و غیر تهاجمی برای ارزیابی تنش وکرنش در مدلهای پیچیده میباشد. این روش در زمینه ایمپلنت کاربردهای فراوانی دارد که به بهبود طراحی ایمپلنت منجر شده است. Ismail (۱۹۸۷) در تحقیق خود نتایج آنالیزهای دو بعدی و سه بعدی را مقایسه کرده، نشان داد که میزان و نسبت تنشها با هم متفاوت هستند(۸). Neijer (۱۹۹۳) نیز در مطالعه خود پیشنهاد کرد که از مدل دو بعدی برای آنالیز ایمپلنت استفاده نشود(۹). در مطالعه حاضر از CBCT بیمار برای طراحی دقیق و سه بعدی کانتورهای استخوانی استفاده شد.

به دلیل اینکه مدل استخوانی و ایمپلنت دارای تقارن محوری نیستند نمی توان آنها را به حالت دو بعدی طراحی و نتایج را به صورت سه بعدی بیان نمود. در شرایطی می توان آنالیز دو بعدی انجام داد که مدل مورد آنالیز به حالت plain stress یا plain strain بوده، یا دارای تقارن هندسی باشد. خصوصیات مکانیکی استخوان تاثیر زیادی بر صحت نتایج آنالیز اجزاء محدود دارد. Ting (۲۰۱۰) پیشنهاد کرده است که استخوان به صورت آنیزوتروپیک تعریف شود(۱۰) در مطالعه حاضر استخوان با خصوصیات غیر خطی و آنیزوتروپیک در نظر گرفته شد. در برخی مقالات که اثر تغییر جنس را مورد بررسی قرار دادهاند، ضخامت لایه سمان نادیده گرفته شده است(۱۱). در این مطالعه همه اجزاء بطور کامل طراحی شده، اثرات احتمالی آنها از جمله لایه

سمان مد نظر قرار گرفت. در انجام مراحل تحلیل دادهها و حل معادلات توسط نرم افزار ANSYS Work Bench14، بررسی force convergence نشاندهنده صحت انجام آنالیز در بدست آوردن نتایج میباشد.

نتایج مطالعه اخیر نشان داد که اثر تغییر در جنس و خصوصیات مکانیکی فریم ورک روکش در میزان تنشها و الگوی توزیع آن در استخوان اطراف ایمپلنت بسیار اندک بود. این یافته با نتایج مطالعه Abreu (۲۰۱۰) (۶)، Sertgöz (۷)(۱۹۹۷) و Abreu (۱۲)(۱۹۹۲) مطابقت دارد. (۱۹۹۷) (۲۰۱۰) در مطالعه خود اثر جنس بار در اوردنچر دارای misfit بر توزیع تنش در استخوان اطراف ایمیلنت را با روش آنالیز اجزاء محدود بررسی کرده، به این نتیجه رسید که مواد مختلف بار اوردنچر در میزان تنش در استخوان اطراف ایمپلنت اثر قابل توجهی ندارند و اجزاء مکانیکی مانند پيچ تحت تاثير ضريب الاستيسييته جنس بار قرار مىگيرد. Sertgöz (۱۹۹۷) در مطالعه خود اثر مواد مختلف به عنوان ساختار فوقانی پروتز ثابت در مندیبل بیدندان با ۶ ایمپلنت را بر توزیع تنش در استخوان مندیبل بررسی کرده، به این نتیجه رسید که استفاده از مواد با استحکام بالا مانند آلیاژ كروم-كبالت نسبت به آلياژ نقره- پالاديوم در توزيع تنش در استخوان اثری ندارد. دانش مهندسی و قوانین علم مکانیک، همواره به فهم و درک واقعیتهای بیومکانیک در دندانیزشکی و بویژه پروستودنتیکس و ایمیلنتولوژی کمک شایانی نموده است(۷). قانون مربوط به میزان خمیدگی پونتیکها نسبت به تغییر طول و ضخامت آن، قانون محاسبه میزان انعطاف پذیری کلاسپ در طراحی پروتز پارسیل متحرک، همچنین محاسبه مقدار نیروی وارده بر يدج اباتمنت ايميلنت از جمله آنها مي باشد. فرمول مربوط به تنشهای یکنواخت $\sigma = rac{F}{A}$ است. تنش حالتی از یک جسم و تابعی از نیرو ،هندسه، دما و فرایند ساخت میباشد و ضريب الاستيک ماده در آن نقشی ندارد. وقتی دو جسم با سطوح خمیده در کنار یکدیگر تحت فشار قرار میگیرند نقطه یا خط تماس به سطح تماس تبدیل شده، تنشهای سه بعدی در آن پدید می آید که محاسبات آن فراتر از فرمول مربوط به تنشهای یکنواخت است. معادلات Smith-Lio برای محاسبه منطقه تنش در ناحیه تماس همراه با تنشهای برشی نشان میدهند که اثر ضریب الاستیک (E) در مقدار تنشهای ایجاد شده بسیار اندک است(۱۳). تفاوت جزئی

مشاهده شده در یک شرایط بارگذاری از نظر کلینیکی معنیدار نیست زیرا در یک گروه از دستهبندی Frost قرار می گیرد. اما تفاوت در میزان تنش و کرنش با تغییر زاویه میتواند از نظر کلینیکی معنیدار باشد به این دلیل که در شرایط بارگذاری صفر درجه میکرواسترین در محدوده فیریولوژیک و در اعمال نیروهای زاویهدار در محدوه overload قرار میگیرد(۱۸). نتایج همچنین نشان داد که بيشترين تجمع تنش در محل اولين تماس ايمپلنت با استخوان كورتيكال قرار دارد. اين يافته با نتايج مطالعات در (۲۰۰۴) Sevimay و ۲۰۰۴) Kilamura دارد(۱۴،۱۵). در ناحیه کرست استخوان بیشترین تنش در سمت لبيال مشاهده شد كه ممكن است به دليل زاويه حدود 10-11درجه ایمپلنت به سمت لبیال باشد، با اعمال نیروی خارج محوری میزان تنش در استخوان کورتیکال افزایش یافت بطوری که بیشترین میزان تنش مربوط به زاویه ۴۵ درجه بود این یافته با نتایج مطالعات Ming-Lun Hsu در سال ۲۰۰۷(۱۹) مطابقت دارد.

نتایج این تحقیق با مطالعه Williams (۱۹۹۰)(۱۹) و benzing (۱۹۹۵)(۱۹) همخوانی ندارد که این میتواند ناشی از دو بعدی بودن آنالیزهای انجام شده و خصوصیات مکانیکی متفاوت مواد استفاده شده باشد. از دلایل اختلاف در نتایج بدست آمده از طریق آنالیز اجزاء محدود میتوان به نوع آنالیز ازنظر دو یا سه بعدی بودن، خطی یا غیر خطی بودن و تفاوت در خصوصیات مکانیکی که به مواد مختلف نسبت داده میشود اشاره کرد. همچنین بررسی توزیع کرنش در آنالیز انجام شده نشان داد که در شرایط اعمال نیروی صفر درجه که به صورت موازی با محور ایمپلنت واردشده است میزان کرنش در حدود ۱۵۰۰–۱۴۸۰

میکرواسترین قرار دارد. این مقدار کرنش طبق تقسیم بندی Frost (۱۹۸۹)(۱۹) در محدوده فیزیولوژیک قرار دارد. در مواردی که نیروهای خارج محوری نسبت به ایمپلنت وارد شدند میزان میکرواسترین بالاتر از محدوده فیزیولوژیک بود. در توزیع کرنشها نیز تفاوت در مواد مورد استفاده بسیارجزئی بود.

نتيجەگيرى:

در مطالعه حاضر آنالیز اجزاء محدود سه بعدی برای بررسی اثر مواد مختلف سازنده ساختار فلزی روکش انجام شد. با توجه به محدودیتهای انجام مطالعات آزمایشگاهی میتوان نتیجهگیری کرد که:

- ۱- اثر زاویه اعمال نیرو در توزیع تنش مهمتر از اثر جنس فریم ورک می باشد.
- ۲- تاثیر استفاده از مواد با استحکام بالاتر و یا مواد با استحکام پائینتر در میزان و نحوه توزیع تنش وکرنش در استخوان اطراف ایمپلنت اندک بود.
- ۳– بیشترین میزان تجمع تنشها در اولین محل تماس
 ایمپلنت و استخوان کورتیکال و در سمت لبیال بود.

سپاسگزارى:

تحقیق حاضر منتج از پایاننامه دکترای دندانپزشکی دکتر کریم جعفری به شماره ۵۵۹۸ -۹۰ میباشد. نویسندگان بر خود فرض میدانند تا بدینوسیله از همکاری جناب آقای مهندس اکبری، همچنین معاونت محترم پژوهشی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز قدردانی نمایند.

References

- 1. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses J Prosthet Dent 2003;90:121-132.
- Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of the last 5 years. J Clin Periodontol 2002; 29:197-212.
- Baumeister T, AvalloneEA. Marks standard handbook of mechanical engineers. 8th Ed. New York: McGraw-Hill 1978; Chap 3: 157.
- Abu-Hammad O, Khraisat A, Dar-Odeh N, El-Maaytah M. Effect of dental implant cross- sectional design on cortical bone structure using finite element analysis. Clin Implant Dent Relat Res 2007;9:217-221.
- 5. Powers JM. Craig's restorative dental materials. 12th Ed. St.Louis: The C.V. Mosby Co.2006; Chap 4: 86.

- 6. Abreu RT, Spazzin AO, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Influence of material of overdentureretaining bar with vertical misfit on three-dimentional stress distribution. J Prosthodont 2010;19:425-431.
- Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int J Prosthodont 1997;10:19-27.
- Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparision of two-dimensional and three dimensional finite element analysis of a blade implant. Int J Oral Implant 1987;4:25-31.
- 9. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A Comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. J Oral Rehabil 1993; 20:147-157.
- Wu T, Liao W, Dai N, Tang C. Design of a custom angled abutment for dental implant using computer- aided design and nonlinear element analysis. J Biomech 2010;43:1941–1946.
- Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent 2004;91:144-50.
- 12. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. J Prosthet Dent 1992; 67: 361-364.
- 13. Beer F. Johnston, mechanics of materials. 3rd Ed. New York: Mc Grow Hill 2011; Chap 6: 236.
- Kitamura E, Stegarolu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implant Res 2004;15:401-412.
- Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three dimentional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent 2005; 93: 227-234.
- Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. Quintessence Int 1990:21:563-570.
- 17. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. Int J Oral Maxillofac Implants1995;10:188-198.
- Frost HM. Mechanical adaptation: Frost's mechanostattheory. In: Martin RB, Burr DB, editors. Shucture, jiumction and adaptation of compact bone. New York: RavenPress 1989; Chap 4: 134.
- Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22:301-309.