

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

### محدود سه بعدی

دکترمهرو وجدانی\*، دکتر عباس صبوری\*\*، دکتر کریم جعفری\*\*\*، سالار خواجه‌پور\*\*\*\*، دکتر احسان فرجود\*\*\*\*\*

#### چکیده

**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 با آنالیز اجزاء محدود سه بعدی انجام شد.

**مواد و روشها:** در این مطالعه آزمایشگاهی، مدل سه بعدی استخوان با استفاده از Cone Beam Computerized Tomography (CBCT) بیمار تهیه شد. در محیط نرم افزار CATIA V5R20 (Dassault System, France) ایمپلنت Nobel Replace tapered (Nobelpharma, Gothenburg, Sweden) با طول ۱۳ و قطر ۴/۳ میلی‌متر 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 ۴۵ درجه نسبت به محور ایمپلنت اعمال و حداکثر تنش von-Mises و حداکثر کرنش برای استخوان کورتیکال و تراپیکولار محاسبه شد.

**یافته‌ها:** با تغییر در جنس فریم ورک روکش در میزان تنش و کرنش 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: ۱۷/۳۲۶ مگاپاسکال، نقره-پالادیوم: ۱۷/۳۸۳ مگاپاسکال و در کامپوزیت تقویت شده با فایبر: ۱۷/۳۲۱ مگاپاسکال بود. در اعمال نیروی ۳۰ درجه حداکثر میزان تنش در استخوان کورتیکال با فریم ورک نیکل-کروم: ۱۳۶/۹۵ مگاپاسکال، نقره-پالادیوم: ۱۳۶/۰۳ مگاپاسکال و در کامپوزیت تقویت شده با فایبر: ۱۳۶/۱۸ مگاپاسکال بود. در اعمال نیروی ۴۵ درجه حداکثر میزان تنش در استخوان کورتیکال با فریم ورک نیکل-کروم: ۱۶۱/۳۷ مگاپاسکال، نقره-پالادیوم: ۱۶۱/۲۱ مگاپاسکال و در کامپوزیت تقویت شده با فایبر: ۱۶۰/۴ مگاپاسکال بود.

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

**کلید واژگان:** 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: ۱۳۹۱/۱۱/۱۸

Please cite this article as follows:

Vojdani M, Sabouri A, Jafari K, Khajepour 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

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

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

\* دانشیار مرکز 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. E-mail: [kjafari@arums.ac.ir](mailto:kjafari@arums.ac.ir)

\*\*\*\* دانشجوی دکترای مهندسی مکانیک، عضو هیئت علمی دانشگاه آزاد اسلامی واحد شیراز.

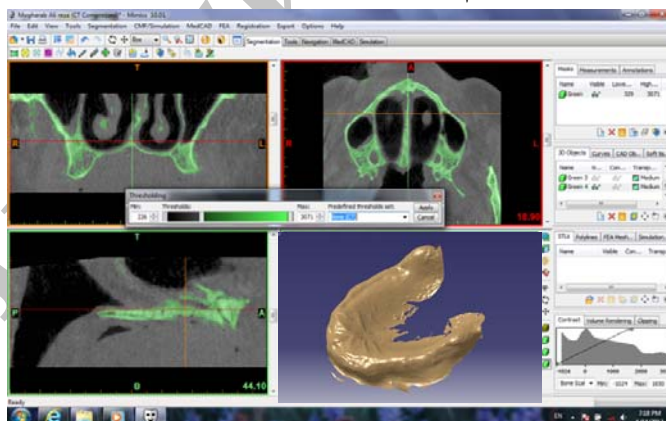
\*\*\*\*\* دستیار تخصصی پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز.

اولیه به واحدهایی با شکل مناسب ایجاد می‌شود. برای هر جزء خصوصیات فیزیکی متناسب با ماده شبیه‌سازی شده در نظر گرفته می‌شود(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 آوردنچر دارای misfit بر توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت را با روش آنالیز اجزاء محدود مطالعه کرد(۶). Sertgöz در سال ۱۹۹۷ اثر جنس ساختار فوقانی پروتزیهای 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 آنالیز اجزاء محدود بررسی و مقایسه شد.

#### مواد و روشها:

در این مطالعه ابتدا کانتور دقیق و سه بعدی استخوان ناحیه پره ماگزینا 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

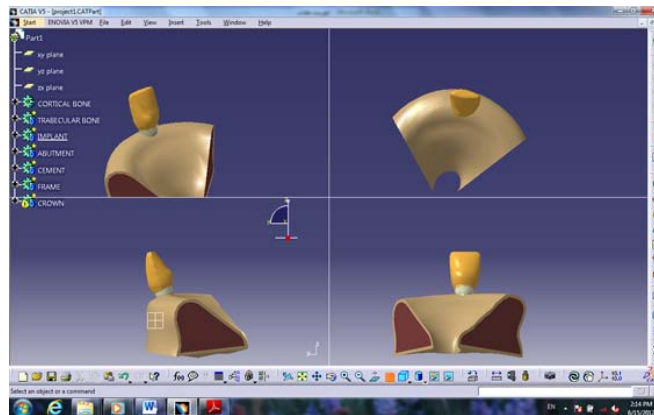
مطالعه انتخاب شد. ایمپلنت با طول ۱۳ و قطر ۴/۳ میلی متر (مطابق با کاتالوگ شرکت سازنده) در ناحیه قدام فک بالا قرار داده شد. اباتمنت با ارتفاع ۷/۵، کولار ۱ میلی متر و فرم مارژین اسکالوپ طراحی شد تا از پروفایل بافت نرم تبعیت کند. لایه سمان از جنس ZOE به ضخامت ۲۰ میکرون بین اباتمنت و فریم ورک روکش مدل‌سازی شد. روکش به

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).

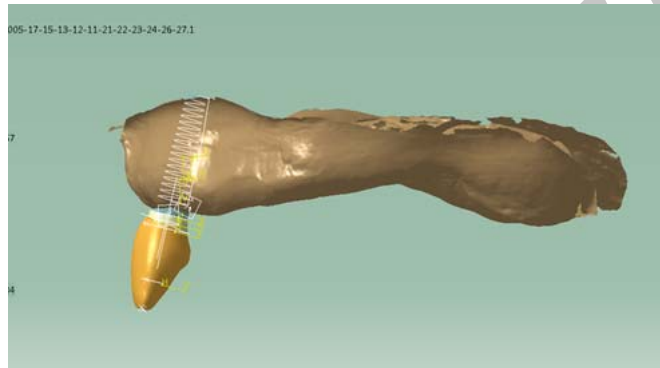
توجه به اصول بیومکانیک در پروتزیهای متکی بر ایمپلنت، امکان ارائه طرح درمان مناسب برای هر بیمار را فراهم می‌کند و سبب کاهش احتمال ایجاد مشکلات فانکشنال یا شکست ایمپلنت می‌گردد. ایمپلنت به طور معمول از تیتانیوم یا آلیاژهای آن ساخته می‌شود. ضریب الاستیسیته تیتانیوم ۵ تا ۱۰ برابر استخوان کورتیکال است(۳). نیروهای اعمال شده بر ایمپلنت باعث ایجاد خمش و افزایش تنش در ناحیه کرست می‌شوند که این می‌تواند موجب شل شدن پیچ‌ها و تحلیل استخوان کرست و سرانجام شکست ایمپلنت گردد(۴). از روش‌های متفاوتی برای ارزیابی میزان تنش و کرنش در استخوان اطراف ایمپلنت استفاده می‌شود که می‌توان به آنالیز فوتوالاستیک، آنالیز Strain Gauge و آنالیز 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 گره‌ها (nodes) به هم متصل می‌شوند. این اجزاء از تقسیم ساختار

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

صورت دو قسمت مجزای فریم (به ضخامت ۰/۴ میلی‌متر) و پرسن طراحی شد. (اشکال ۲ و ۳).



شکل ۲- ایمپلنت همراه با اجزای پروتزی در داخل استخوان قرار گرفته است



شکل ۳- نحوه قرار گیری ایمپلنت در داخل استخوان ماکزایلا

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

سپس مدل سه بعدی آماده شده برای انجام آنالیز اجزاء محدود به نرم افزار ANSYS Work Bench 14 منتقل شد. خصوصیات مکانیکی استخوان و FRC به صورت

جدول ۱- ویژگی مواد

مواد	Elastic modulus						Poisson ratio		
تیتانیوم	۱۱۰۰۰۰						۰/۳۳		
نیکل- کروم	۲۰۶۰۰۰						۰/۳۳		
پرسن	۶۸۹۰۰						۰/۲۸		
نقره- پالادیوم	۹۵۰۰۰						۰/۳۳		
کامپوزیت رزین	۲۸۰۰۰						۰/۳۳		
سمان زینک اکساید اژنول	۱۶۰۰۰						۰/۳۵		
	$E_1$ (GPa)	$E_2$ (GPa)	$E_3$ (GPa)	$G_{12}$ (GPa)	$G_{23}$ (GPa)	$G_{13}$ (GPa)	$\nu_{12}$	$\nu_{23}$	$\nu_{13}$
کورتیکال	۱۲/۷	۱۷/۹	۲۲/۸	۵/۰	۷/۴	۵/۵	-/۱۸	-/۲۸	-/۳۱
ترابکولار	۰/۲۱	۱/۱۴۸	۱/۱۴۸	-/۰۶۸	-/۴۳۴	-/۰۶۸	-/۰۵۵	-/۳۲۲	-/۰۵۵
FRC	۳۷	۹/۵	۹/۵	-/۲۷	-/۳۴	-/۲۷	۳/۱۰	۳/۵۰	۳/۱۰

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

نوع المان مورد استفاده SOLID 187، CONTA174 و TARGE170، تعداد کل المانها ۹۸۱۳۰۹، تعداد کل گرهها

روی FRC قرار گرفت. نیروی ۱۷۸ نیوتن در سه وضعیت صفر، ۳۰ و ۴۵ درجه نسبت به محور ایمپلنت در سطح پالاتال (۲ میلی‌متر سرویکالی‌تر نسبت به لبه انسیزال) وارد شد. (جدول ۲)

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 پرسنل به ضخامت ۱/۵ میلی‌متر بر روی فریم ورک‌های نیکل-کروم و نقره-پالادیوم، همچنین ونیر کامپوزیتی بر

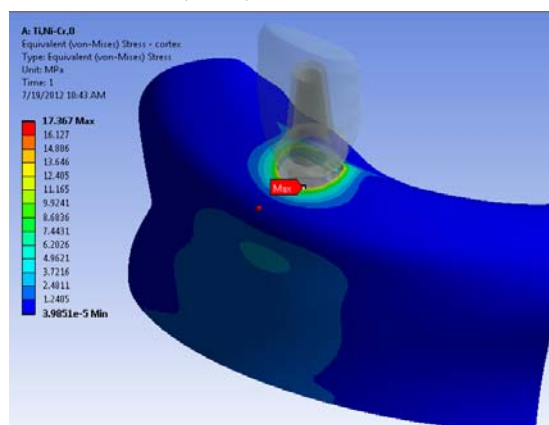
جدول ۲- گروه‌های مورد مطالعه در تحقیق حاضر

گروه ۱	اباتمنت تیتانیوم و روکش PFM با فریم نیکل-کروم و بارگذاری در امتداد ایمپلنت
گروه ۲	اباتمنت تیتانیوم و روکش PFM با فریم نقره-پالادیوم و بارگذاری در امتداد ایمپلنت.
گروه ۳	اباتمنت تیتانیوم و روکش با کامپوزیت لابراتواری FRC و بارگذاری در امتداد ایمپلنت.
گروه ۴	اباتمنت تیتانیوم و روکش PFM با فریم نیکل-کروم و بارگذاری با زاویه ۳۰ درجه نسبت به محور ایمپلنت.
گروه ۵	اباتمنت تیتانیوم و روکش PFM با فریم نقره-پالادیوم و بارگذاری با زاویه ۳۰ درجه نسبت به محور ایمپلنت
گروه ۶	اباتمنت تیتانیوم و روکش با کامپوزیت لابراتواری FRC و بارگذاری با زاویه ۳۰ درجه نسبت به محور ایمپلنت
گروه ۷	اباتمنت تیتانیوم و روکش PFM با فریم نیکل-کروم و بارگذاری با زاویه ۴۵ درجه نسبت به محور ایمپلنت
گروه ۸	اباتمنت تیتانیوم و روکش PFM با فریم نقره-پالادیوم و بارگذاری با زاویه ۴۵ درجه نسبت به محور ایمپلنت
گروه ۹	اباتمنت تیتانیوم و روکش با کامپوزیت لابراتواری FRC و بارگذاری با زاویه ۴۵ درجه نسبت به محور ایمپلنت

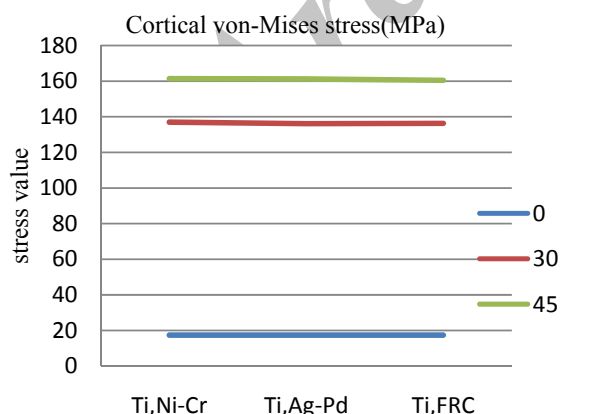
#### یافته‌ها:

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).

نتایج آنالیز به صورت معیار von-Mises نشان داد که بیشترین میزان تجمع تنش، در استخوان کورتیکال ناحیه کرسر و در سمت لبیال قرار دارد (شکل ۴).



شکل ۴- الگوی توزیع تنش در استخوان کورتیکال



نمودار ۱- میزان تنش von-MISES 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-

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.

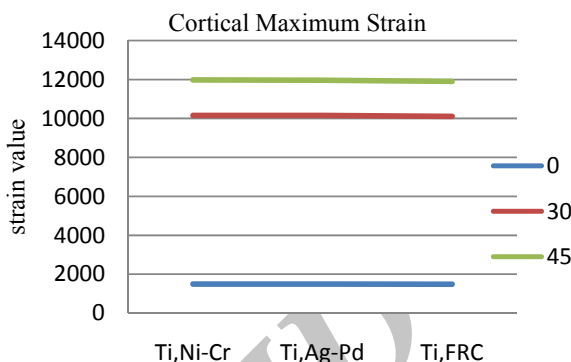
نتایج مطالعه اخیر نشان داد که اثر تغییر در جنس و خصوصیات مکانیکی فریم ورک روکش در میزان تنش‌ها و الگوی توزیع آن در استخوان اطراف ایمپلنت بسیار اندک بود. این یافته با نتایج مطالعه Abreu (۲۰۱۰) (۶)، Sertgöz (۱۹۹۷) (۷) و Cibirka (۱۹۹۲) (۱۲) مطابقت دارد. Abreu (۲۰۱۰) در مطالعه خود اثر جنس بار در آوردنچر دارای

misfit بر توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت را با روش آنالیز اجزاء محدود بررسی کرده، به این نتیجه رسید که مواد مختلف بار آوردنچر در میزان تنش در استخوان اطراف ایمپلنت اثر قابل توجهی ندارند و اجزاء مکانیکی مانند پیچ تحت تاثیر ضریب الاستیسیته جنس بار قرار می‌گیرد. 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 آلایژ کروم-کبالت نسبت به آلایژ نقره-پالادیوم در توزیع تنش در استخوان اثری ندارد. دانش مهندسی و قوانین علم مکانیک، همواره به فهم و درک واقعیت‌های بیومکانیک در دندانپزشکی و بویژه پروستودنتیکس و ایمپلنتولوژی کمک شایانی نموده است (۷). قانون مربوط به میزان خمیدگی پونتیک‌ها نسبت به تغییر طول و ضخامت آن، قانون محاسبه میزان انعطاف‌پذیری کلاسیک در طراحی پروتز پارسیل متحرک، همچنین محاسبه مقدار نیروی وارده بر پیچ اباتمنت ایمپلنت از جمله آنها می‌باشد. فرمول مربوط به

تنش‌های یکنواخت  $\sigma = \frac{F}{A}$  است. تنش حالتی از یک جسم

و تابعی از نیرو، هندسه، دما و فرایند ساخت می‌باشد و ضریب الاستیک 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 می‌آید 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

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).



نمودار ۲- میزان کرنش در استخوان کورتیکال

بحث:

آنالیز اجزاء محدود یک روش عددی و غیر تهاجمی برای ارزیابی تنش و کرنش 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). Meijer (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 نمی‌توان آنها را به حالت دو بعدی طراحی و نتایج را به صورت سه بعدی بیان نمود. در شرایطی می‌توان 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

میکرواسترین قرار دارد. این مقدار کرنش طبق تقسیم بندی Frost (۱۹۸۹)(۱۸) 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 بسیار جزئی بود.

### نتیجه گیری:

در مطالعه حاضر آنالیز اجزاء محدود سه بعدی برای بررسی اثر مواد مختلف سازنده ساختار فلزی روکش انجام شد. با توجه به محدودیت های انجام مطالعات آزمایشگاهی می توان نتیجه گیری کرد که:

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

### سپاسگزاری:

تحقیق حاضر منتج از پایان نامه دکترای دندانپزشکی دکتر کریم جعفری به شماره ۵۵۹۸-۹۰ می باشد. نویسندگان بر خود فرض می دانند 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.
2. 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.
3. Baumeister T, Avallone EA. Marks standard handbook of mechanical engineers. 8<sup>th</sup> Ed. New York: McGraw-Hill 1978; Chap 3: 157.
4. 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. 12<sup>th</sup> Ed. St.Louis: The C.V. Mosby Co.2006; Chap 4: 86.

مشاهده شده در یک شرایط بارگذاری از نظر کلینیکی معنی دار نیست زیرا در یک گروه از دسته بندی Frost قرار می گیرد. اما تفاوت در میزان تنش و کرنش با تغییر زاویه می تواند از نظر کلینیکی معنی دار باشد به این دلیل که در شرایط بارگذاری صفر درجه میکرواسترین در محدوده فیزیولوژیک و در اعمال نیروهای زاویه دار در محدوده overload قرار می گیرد (۱۸). نتایج همچنین نشان داد که بیشترین تجمع تنش در محل اولین تماس ایمپلنت با استخوان کورتیکال قرار دارد. این یافته با نتایج مطالعات Kilamura (۲۰۰۴) و Sevimay (۲۰۰۵) مطابقت دارد (۱۴،۱۵). در ناحیه کرسست استخوان بیشترین تنش در سمت لیبال مشاهده شد که ممکن است به دلیل زاویه حدود ۱۵-۱۲ درجه ایمپلنت به سمت لیبال 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)(۱۶) و Benzing (۱۹۹۵)(۱۷) همخوانی ندارد که این می تواند 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 می توان به نوع آنالیز از نظر دو یا سه بعدی بودن، خطی یا غیر خطی بودن و تفاوت در خصوصیات مکانیکی که به مواد مختلف نسبت داده می شود 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 وارد شده است میزان کرنش در حدود ۱۵۰۰-۱۴۸۰

6. Abreu RT, Spazzin AO, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Influence of material of overdenture-retaining bar with vertical misfit on three-dimensional stress distribution. *J Prosthodont* 2010;19:425-431.
7. 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.
8. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison 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.
10. 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.
11. 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. 3<sup>rd</sup> Ed. New York: Mc Grow Hill 2011; Chap 6: 236.
14. 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.
15. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu 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: 227-234.
16. 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 Implants* 1995;10:188-198.
18. Frost HM. Mechanical adaptation: Frost's mechanostat theory. In: Martin RB, Burr DB, editors. *Structure, junction and adaptation of compact bone*. New York: Raven Press 1989; Chap 4: 134.
19. Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:301-309.