

# مقایسه نسبت‌های مختلف طول تاج به طول ایمپلنت (Crown: Implant) در تنש‌های وارد به استخوان آلوئول به روش اجزای محدود

دکتر اکبر فاضل\* - دکتر فریده گرامی‌پناه\* - دکتر سیمین دخت زراتی\*

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

**Title:** Stress Distribution Around Dental Implant; Influence of Various Crowns- Fixture Ratio

**Authors:** Fazel A. Assistant Professor\*, Gerami Panah F. Assistant Professor\*, Zaratti S. Assistant Professor\*

**Address:** \* Dept. of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences.

**Abstract:** Preservation of bone-implant interface is vital for maintaining of implant treatment. There are some cases in which crown to fixture ratio is increased due to loss of residual ridge. In this condition knowledge of stresses acting over alveolar bone is important in regard to prognosis of treatment.

In this study three different crown to fixture ratios evaluated under lateral forces considering stresses generated in the alveolar bone around the implant.

Three different models of crown to implant ratios were designed in a single-tooth implant at anterior maxilla.

Model No. 1 with ratio of 1:1, model No. 2 (1.5:1) and model No. 3 (2:1) were designed. Then, the differences between stresses under two horizontal loads (70 and 100 Newton) were analyzed by three-dimensional finite element analysis. Principal normal stresses and Vonmises stress were measured in this study.

Results indicated that stress concentration were mainly at the crestal bone.

Highest stresses were obtained in third model (2:1 ratio), which was approximately twice as first model (1:1) ratio.

**Key Words:** Implant- FEM- Stress- Crown to Implant Ratio- Bone

*Journal of Dentistry. Tehran University of Medical Sciences (Vol. 13, No:1, 2000)*

## چکیده

حفظ سلامتی ناحیه حد فاصل استخوان فیکسچر (Fixture) برای بقای ایمپلنت حیاتی است؛ مواردی وجود دارد که ابعاد استخوان باقیمانده به حدی است که طول تاج کلینیکی نسبت به طول فیکسچر افزایش پیدا می‌کند؛ در چنین شرایطی آگاهی از وضعیت تنش‌هایی که بر استخوان اطراف ایمپلنت وارد می‌آید، می‌تواند در پیش آگهی درمان، با اهمیت تلقی گردد.

هدف از این مطالعه مقایسه توزیع تنش در ایمپلنت و باقتهای اطراف با سه نسبت متفاوت طول تاج به فیکسچر تحت نیروهای طرفی می‌باشد؛ بدین منظور سه طرح متفاوت از نظر نسبت طول تاج به طول فیکسچر در یک ایمپلنت و در قسمت قدامی مأگزیلا، در نظر گرفته شدند. مدل اول با نسبت ۱ به ۱؛ مدل دوم با نسبت ۱/۵ به ۱ و مدل سوم با نسبت ۲ به ۱

طراحی شد و با روش اجزای محدود سه بعدی تفاوت تنש‌های ایجاد شده تحت دو نیروی افقی ۷۰ و ۱۰۰ نیوتنی مورد بررسی و مقایسه قرار گرفتند. تنش‌های مورد بررسی در این مطالعه تنش‌های نرمال اصلی و تنش‌های Vonmises بودند. نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که تمرکز تنش در همه موارد در کرست (Crest) استخوان بود و مقدار تنش در مدل سوم بیشتر از همه و تقریباً دوبرابر مدل اول بود.

**کلید واژه‌ها:** ایمپلنت- روش اجزای محدود- تنش- نسبت تاج به ایمپلنت- استخوان

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

## تنش در کرست استخوان در یک ایمپلنت متمرکز می‌گردد

(۲،۳)؛ حال این سؤال مطرح می‌شود که اگر طول تاج بازسازی شده نسبت به طول فیکسچر افزایش یابد، تنش‌های واردہ به کرست استخوان چه تغییری می‌کند؟

طول تاج در نیروهایی که خارج از محور اصلی یا خط مرکزی ایمپلنت به آن وارد می‌آید، مانند بازوی اهرم عمل می‌کند و نیروی مخربی را ایجاد می‌نماید که در اطراف ایمپلنت‌ها و درناحیه کرست استخوان متمرکز می‌شود (۴).

با توجه به کاهش ارتفاع استخوان و کیفیت متفاوت آن در مناطق مختلف فکی، طول تاج کلینیکی و تأثیر آن بویژه در نیروهای اهرمی یکی از موضوعات قابل بررسی می‌باشد. هدف از این مطالعه بررسی توزیع تنش و مقدار آن در سه مدل با نسبت‌های متفاوت طول تاج به طول فیکسچر می‌باشد.

## روش بررسی

در این تحقیق مدل یک دندان ثنایای بالا (۵) همراه با فیکسچر، ابتمنت اسکرو (Abutment Screw) و گلداسکرو (Gold Screw) (Gold Screw) سیستم برانمارک (Nobel Bio Care, Gotheburg, Sweden) و

## مقدمه

درمان با ایمپلنت هزینه و وقت زیادی را به خود اختصاص می‌دهد؛ لذا در نظرگرفتن عوامل مختلف مؤثر در موفقیت آن اهمیت زیادی دارد.

در پروتزهای ثابت و پارسیل شرط انتخاب دندان پایه و یا حتی دندانی که باید روکش گردد، داشتن نسبت مناسب طول تاج به طول ریشه است؛ بدین معنی که نسبت ۱:۱ را برای این منظور حداقل لازم می‌دانند (۱).

در مقایسه با ایمپلنت، دندان طبیعی دارای لیگامان پریودنتال است و این توانایی را دارد که تنش‌های واردہ به آن را به نحو مناسبی به استخوان منتقل کند. از طرف دیگر بیماران زیادی که به دلیل ترومما و یا تومور، بخشی از استخوان فک خود را از دست داده‌اند و تمایل به گذاشتن ایمپلنت دارند به مراکز درمانی مراجعه می‌نمایند و علی‌رغم این که در این گروه نسوج از دست رفته استخوانی با پیوند بازسازی می‌گردد ولی باز هم طول تاجی که باید ترمیم شود، نسبت به طول فیکسچر قرار داده شده در استخوان بیشتر می‌شود؛ یعنی در عمل امکان رعایت نسبت ۱:۱ (که در پروتزهای ثابت مطرح می‌باشد)، وجود ندارد. این مسئله زمانی اهمیت بیشتری می‌یابد که به یاد آوریم

خصوصیات مکانیکی استخوان متراکم و اسفنجی و مواد تشکیل دهنده ایمپلنت در جدول شماره ۲ آمده است (۱۱، ۱۰، ۹، ۸، ۷، ۲).

در این بررسی Implant Body ، ابامنت، ابامنت اسکرو و گلداسکرو از Commercially Pure Titanium (CP) و پیچ طلا و تاج دندان از آلیاژ طلای دندانی Type III در نظر گرفته شدن (۱۲).

اتصالی مستقیم بین استخوان و فیکسچر در تمامی طول ناحیه حد فاصل در نظر گرفته شد؛ همچنین همه مواد ایزوتrop، هموژن و از نظر الاستیک بودن خطی در نظر گرفته شدند و مدل طراحی شده متقابن (Symetry Boundary Condition) فرض شد.

محل اعمال نیروی مضغی در یک سوم انسیزالی سطح پالاتال دندان و به مقدار ۱۰۰ (L<sub>1</sub>) و ۷۰ (L<sub>2</sub>) نیوتن (۱۳، ۷) (با زاویه ۴۵ درجه بر روی مدل‌ها) فرض شد (تصویر شماره ۲) و سپس تنش‌های اصلی و Vonmises (Vm) محاسبه گردید.

استخوان اطراف (۶) به صورت سه بعدی توسط رایانه طراحی شد.

طراحی در سه نسبت متفاوت از نظر طول تاج (بروتز + ابامنت) نسبت به طول فیکسچر انجام گرفت. در مدل اول این نسبت ۱:۱ و در مدل دوم این نسبت ۱:۱/۵ و در مدل سوم این نسبت ۱:۲ در نظر گرفته شد (تصویرهای شماره ۱، ۲، ۳). در جدول شماره ۱ ابعاد مدل‌های طراحی شده نشان داده شده است.

در طراحی، فرض شد استخوان متراکم در سمت باکال و پالاتال مدل و استخوان اسفنجی در ناحیه کرست استخوان قرار دارد.

جهت بررسی و آنالیز تنش‌ها از روش Finite Element سه بعدی و از نرم‌افزار SAP 90 استفاده شد. ناحیه تاجی دندان، استخوان، فیکسچر، پیچهای اتصال دهنده و ابامنت به تعدادی المان و گره تقسیم شدند تا بتوان شکل سه بعدی آنها را ترسیم کرد. در این طرح به طور کلی ۱۱۴۰ گره و ۷۳۱ المان به کار گرفته شد؛ المان‌های طراحی شده ۸ گره‌ای بود.

جدول شماره ۱ - ابعاد مدل‌های طراحی شده

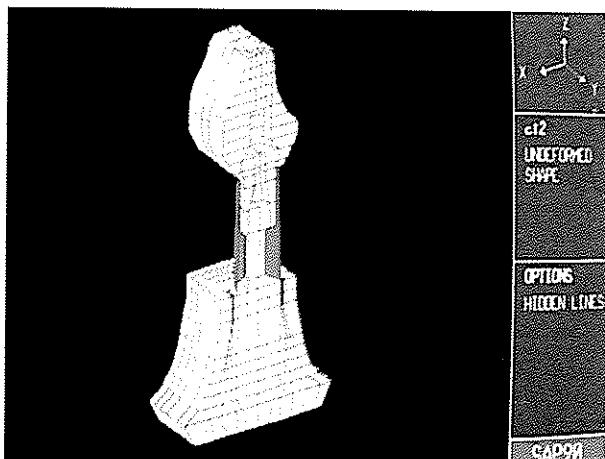
محل	ارتفاع تاج دندان	ابامنت نرمال	قطر فیکسچر (میلی‌متر)	ارتفاع فیکسچر (میلی‌متر)	عرض استخوان میلی‌متر	ارتفاع استخوان	نسبت	طرح
۱۰/۵	۳	۴	۱۳	۷	۱۵	۱۵	۱:۱	مدل ۱
۱۰/۵	۴	۴	۱۰	۷	۱۲	۱۲	۱:۱/۵	مدل ۲
۱۰/۵	۱۰	۴	۱۰	۷	۱۲	۱۲	۱:۲	مدل ۳

جدول شماره ۲ - خصوصیات مکانیکی مواد مورد استفاده

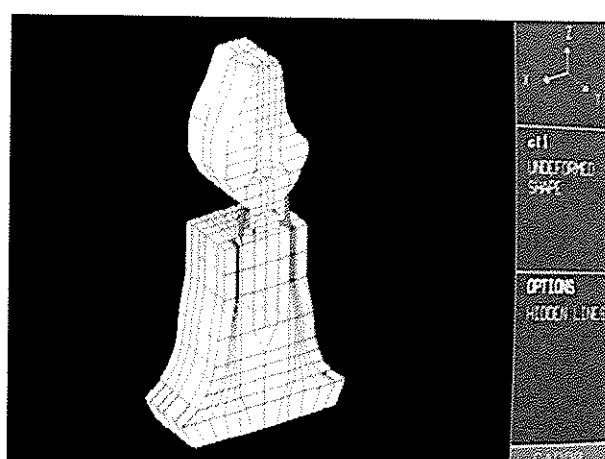
Yield Strength (MPa)	ضریب پوآسون	ضریب الاستیستیت*(Mpa)	موارد مورد استفاده
-	۰/۳	۱۳۷۰۰	استخوان متراکم
۵۰	۰/۳	۱۳۷۰	استخوان اسفنجی
۴۰۰	۰/۳	۱۰۳۴۰۰	CP تایتانیوم**
۳۰۰	۰/۳	۱۰۰۰۰	طلای (Type III)
۱۶۱	۰/۳	۱۵۰۰	کامپوزیت

Commercially Pure Titanium = CP Titanium \*\*

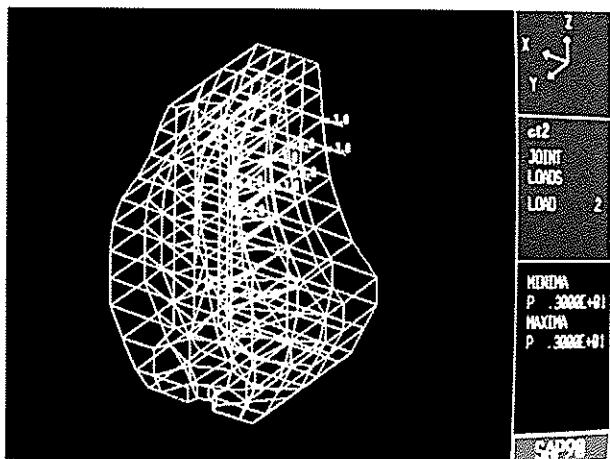
Mega Paskal = MPa \*



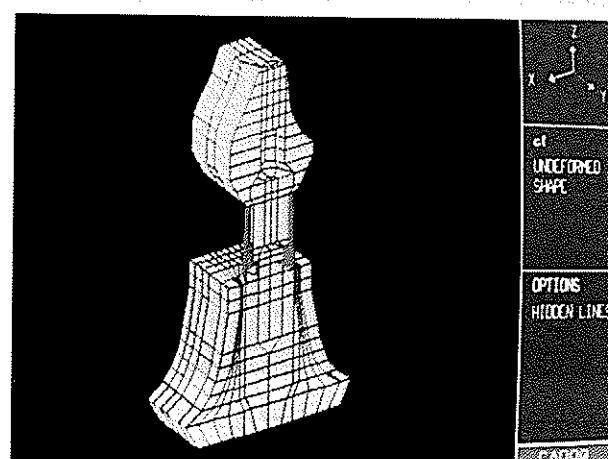
تصویر شماره ۳- مدل سوم



تصویر شماره ۱- مدل اول



تصویر شماره ۴- محل اعمال نیرو



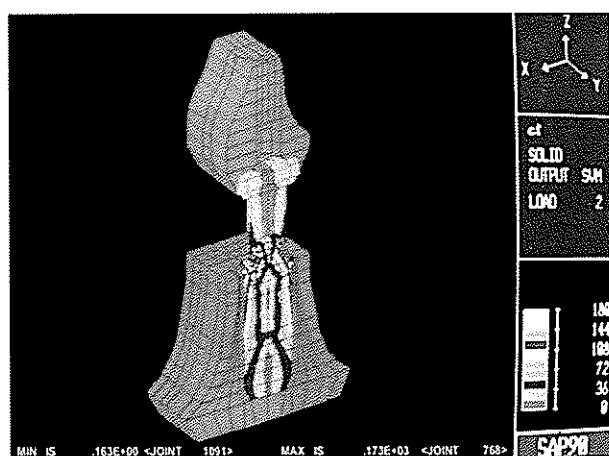
تصویر شماره ۲- مدل دوم

خوب تحمل می‌کند؛ اما تحت یک زاویه ۴۵ درجه از وسط می‌شکند؛ چون در این صفحه است که نیروهای برشی تأثیر می‌گذارد و گچ تحمل آن را ندارد.

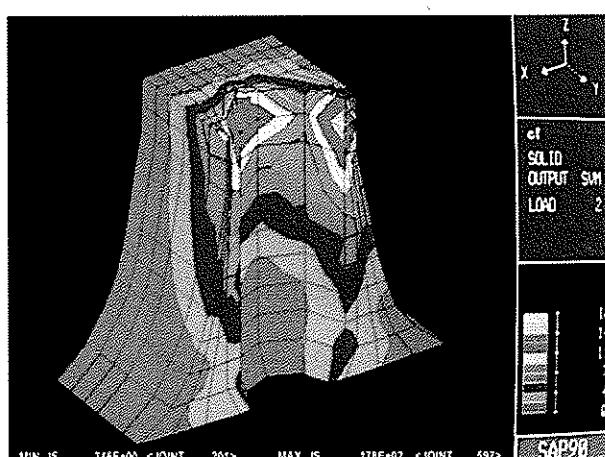
میان معیارهای مختلف ارائه شده برای تسلیم اجسامی که تحت تأثیر ترکیبی از تنש‌ها در جهات مختلف قرار گرفته‌اند، معیار  $V_m$  از دقت بیشتری برخوردار است (۱۷)؛ بدین ترتیب هرگاه تنش  $V_m$  از تنش بحرانی بیشتر شود، جسم تسلیم می‌گردد؛ می‌توان با داشتن تنش تسلیم تک محوری یک جسم، تنش بحرانی  $V_m$  را محاسبه نمود و در تمام نقاط جسم، تنش‌های  $V_m$  را با آن مقایسه کرد و

در بیشتر بررسیها در زمینه ایمپلنت و با روش Finite Element تنش‌های اصلی و حداقل این تنش‌ها (Principal Normal Stresses) جهت سنجش و مقایسه مورد دقت قرار گرفته‌اند؛ در این ارتباط Meijer است که در مورد Bone Remodeling تنش‌های اصلی حداقل و حداقل می‌توانند مهم تلقی شوند (۱۴)؛ اما آنچه باعث تسلیم جسم در نقاطی از آن می‌شود، ترکیب تنش‌های موجود در آن نقطه است؛ نه هر کدام از تنش‌ها به تنها (۱۶، ۱۵)؛ به عنوان مثال اگریک تکه گچ میله‌ای شکل را بین دو انگشت فشار دهیم، گچ نیروی فشاری را

استخوان و در مدل سوم (۲۳/۹ مگاپاسکال) است؛ در حالی که در مدل دوم میزان حداکثر تنش ۷۰ نیوتن (۱۹/۶ مگاپاسکال) و در مدل اول (۱/۱۶ مگاپاسکال) می‌باشد؛ اما چنانچه نیروی مضغی را ۱۰۰ نیوتن فرض کنیم، حداکثر تنش  $V_m$  در مدل سوم به  $39/3$  مگاپاسکال می‌رسد (تصویر شماره ۴).



تصویر شماره ۵- توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت در مدل دوم تحت نیروی ۷۰ نیوتنی



تصویر شماره ۶- چگونگی توزیع تنش Vonmises در مدل دوم تحت نیروی ۷۰ نیوتنی

هرچهار این تنش‌ها از مقدار بحرانی بیشتر باشد، جسم در همان نقطه تسیلم خواهد شد در غیر این صورت بار موجود را تحمل خواهد نمود؛ به این ترتیب تنش‌های اصلی و  $V_m$  در تحلیل نتایج این بررسی بطور خاص مورد توجه قرار گرفتند (۱۸).

## نتایج

نتایج حاصل از این مطالعه در دو قسمت ارائه می‌گردد:

۱- مقایسه تنش‌ها در استخوان اطراف فیکسچر در مدل‌های سه گانه

۲- مقایسه میزان جایی در مدل‌های سه گانه

۱- مقایسه تنش‌ها در استخوان اطراف فیکسچر در مدل‌های سه گانه

در تمام این طرحها تنش‌های اصلی در کرست استخوان متتمرکز بودند. مقایسه تنش‌های اصلی (Principal Normal Stresses) در سه مدل و تحت نیروی ۷۰ نیوتن نشان داد که حداکثر تنش  $S_1$  در مدل سوم (۱:۲) و در ناحیه کرست استخوان اطراف ایمپلنت بود (۲۰/۱ مگاپاسکال)؛ در حالی که در مدل دوم (۱:۱/۵) میزان تنش برابر ۱۶ مگاپاسکال و در مدل اول (۱:۱) برابر ۱۰/۸ مگاپاسکال بود (جدولهای شماره ۳، ۴، ۵) (تصویر شماره ۴).

چنانچه تنش‌های  $V_m$  را با احتساب نیروی ۷۰ نیوتنی در این سه مدل مقایسه کنیم، متوجه خواهیم شد که حداکثر تنش‌ها در تمام مدل‌ها مجدداً در ناحیه Crestal

**جدول شماره ۳- میزان توزیع تنش در استخوان ناحیه Crestal اطراف ایمپلنت در مدل اول**

$Vm^*$ (MPa)	S3 (MPa)	S2 (MPa)	S1 (MPa)	تنش	Bone Case	کرست استخوان
J584 ۶/۹۹	J659 ۲/۸۷	J524 -۵/۲۳	J517 ۲/۸۷	حداقل	$L_1^{**}$	باکال
J677 ۲۶/۸	J584 -۸/۹۵	J600 -۲/۹۸	J667 ۱۸/۰	حداکثر		
J584 ۴/۱۹	J659 -۲۳/۳	J524 -۳/۲۲	J517 ۱/۷۲	حداقل		
J667 ۱۶/۱	J584 -۵/۳۷	J600 ۱/۷۹	J667 ۱۰/۸	حداکثر		
J664 ۸/۲۳	J650 -۱۹/۶	J521 -۶/۶۷	J664 ۲/۷۴	حداقل	$L_1$	لينگوال
J516 ۲۲/۵	J597 -۱/۱۰	J583 -۵/۶۸	J591 ۱۵/۴	حداکثر		
J664 ۴/۹۵	J650 -۱۱/۸	J521 -۴/۰	J664 ۱/۶۵	حداقل		
J516 ۱۳/۵	J597 ۰/۶۵۹	J583 ۳/۱۶	J591 ۹/۲۲	حداکثر		
J572 ۵/۵۸	J59 -۱۸/۰	J642 -۴/۷۶	J651 ۱/۳۵	حداقل	$L_1$	ديستال
J584 ۲۲/۶	J572 -۰/۲۱	J517 ۴/۴۵	J643 ۱۶/۰	حداکثر		
J572 ۰/۸۲	J509 -۱۰/۸	J642 -۲/۸۵	J665 ۱/۲۸	حداقل		
J584 ۱۳/۶	J572 -۰/۱۳	J517 ۲/۶۷	J643 ۹/۵۸	حداکثر		
J572 ۵/۵۸	J59 -۱۷/۷	J524 -۵/۳۵	J665 -۲/۷۲	حداقل	$L_1$	مزیال
J509 ۲۲/۴	J572 -۰/۲۱۷	J583 ۳/۷	J643 ۱۶/۰	حداکثر		
J572 ۲/۶۲	J509 -۱۰/۶	J524 -۳/۲۲	J665 ۱/۴۵	حداقل		
J509 ۱۳/۵	J572 -۰/۱۲	J509 ۲/۱۳	J643 ۹/۵۸	حداکثر		

 $L_2^{***} = \text{نیروی ۷۰ نیوتونی}$  $L_1^{**} = \text{نیروی ۱۰۰ نیوتونی}$  $Vonmises = Vm^*$ 

### دندانی تأثیر زیادی دارد.

در این تحقیق آنچه که از نخست برای ما مسلم بود، این نکته بود که هرچه طول تاج بیشتر گردد، می‌بایست تنش واردہ بر استخوان افزایش یابد؛ اما ابهامی که سبب شد این بررسی انجام شود، این نکته بودکه مقدار افزایش تنش چقدر است؟ آیا این مقدار به حد تنش بحرانی استخوان نزدیک می‌شود و یا خیر؟ با در دست داشتن این اطلاعات می‌توان پیش‌آگهی درمان و نتایج حاصل از آن را در دراز مدت پیش‌بینی کرد و این نکته‌ای است که در مطالعات قبلی که در خصوص درصد موفقیت ایمپلنت‌های دندانی انجام شده، بدان اشاره‌ای نشده است.

### ۲- مقایسه میزان جابه‌جایی (Displacement)

بعد از اعمال نیروی ۷۰ نیوتونی، حداکثر میزان جابه‌جایی در ناحیه لبه انسیزال در مدل سوم ۰/۲۵ میلی متر، در مدل دوم حدود ۰/۱۷ میلی متر و در مدل اول حدود ۰/۱۵ میلی متر در جهت محور Xها بود.

میزان حرکت و جابه‌جایی در استخوان ناحیه کرست در هر سه مدل بسیار ناچیز و در حد صدم میلی متر بود.

### بحث

چگونگی انتقال نیرو از Suprastructur به فیکسچر و پخش آن در اطراف استخوان بر درصد موفقیت ایمپلنت‌های

جدول شماره ۴- میزان توزیع تنش در استخوان ناحیه Crestal اطراف ایمپلنت در مدل دوم

$Vm^*$ (MPa)	S3 (MPa)	S2 (MPa)	S1 (MPa)	نیرو	Bone Case	گرست استخوان
J584 ۱/۸۹	J533 -۲۲/۱	J651 -۳/۹۹	J584 ۱/۸۹	حداقل	$L_1^{**}$	باکال
J667 ۲۵/۷	J584 -۸/۹۵	J668 -۲/۶۴	J667 ۲۵/۷	حداکثر		
J584 ۰/۴۷۹	J5/۲۳ -۲۲/۳	J651 -۲/۳۹	J584 ۰/۴۷۹	حداقل		
J667 -۱۵/۴	J584 -۵/۳۷	J668 -۲/۱۹	J667 -۱۵/۴	حداکثر		
J665 -۳/۳۱	J516 -۱۹/۶	J516 -۵/۵۸	J66/۵ -۳/۳۱	حداقل	$L_1$	لینگوال
J597 ۲۸/۰	J650 -۱/۱۰	J583 ۵/۳۰	J591 ۲۸/۰	حداکثر		
J665 -۱/۹۹	J516 -۱۱/۸	J516 -۳/۳۵	J665 -۱/۹۹	حداقل		
J597 ۱۶/۸	J650 ۰/۶۵۹	J583 ۳/۱۸	J591 ۱۶/۸	حداکثر		
J665 -۱/۳۴	J651 -۱۸/۰	J651 -۵/۱۴	J643 -۱/۳۴	حداقل	$L_1$	دیستال
J517 ۱۸/۴	J50.9 -۰/۲۱	J667 ۷/۴۶	J667 ۱۸/۴	حداکثر		
J665 ۰/۸۰۳	J651 -۱۰/۸	J651 -۳/۰۸	J643 ۰/۸۰۳	حداقل		
J517 ۱۱/۰	J50.9 -۰/۱۳	J667 ۴/۴۵	J667 ۱۱/۰	حداکثر		
J665 -۱/۳۴	J659 -۱۷/۷	J643 -۴/۷	J643 -۱/۳۴	حداقل	$L_1$	مزیال
J597 ۲۸/۰	J50.9 -۰/۲۱۷	J597 ۵/۱۵	J591 ۲۸/۰	حداکثر		
J665 -۰/۸۰۳	J659 -۱۰/۶	J643 -۲/۸۲	J643 -۰/۸۰۳	حداقل		
J597 ۱۶/۸	J50.9 -۰/۱۳	J597 ۳/۰۹	J591 ۱۶/۸	حداکثر		

 $L_2^{***} = \text{نیروی ۱۰۰ نیوتونی}$  $L_1^{**} = \text{نیروی ۱۰۰ نیوتونی}$  $Vonmises = Vm^*$ 

جهت تفسیر نتایج، تنش‌های اصلی و مقادیر تنش‌های کششی و فشاری مورد مقایسه قرار گرفته‌اند (۱۹)؛ اما از آنجایی که ترکیب تنش‌ها است که می‌تواند منجر به شکست در جسم شود و نه زیادتر بودن یک تنش در یک جهت خاص، لذا به نظر می‌رسد معیار تنش  $Vm$  جهت مقایسه مدل‌ها از مقبولیت بیشتری برخوردار باشد.

از آنجایی که مقدار تنش مجاز در ماده بیولوژیکی مانند استخوان مشخص نیست لذا تنش‌های  $Vm$  با استخوان Yield strength ایمپلنت در مدل سوم مورد مقایسه قرار داده شد (۱۷). در بین مدل‌های مورد آزمایش، ممکن است استخوان اطراف ایمپلنت در مدل سوم (تحت نیروی ۱۰۰ نیوتونی) در

نتایج این مطالعه از نظر محل مرکز تنش، حداکثر تنش‌های اصلی و تنش‌های  $Vm$  مشابه مطالعات Papavasilion و Hoshaw (۱۷،۲) بود. تنش‌های اصلی در مدل سوم دو برابر مدل اول و در مدل دوم بین مقادیر دو مدل ۱ و ۳ بود.

تنش‌های اصلی مرکز شده ( $S_1$ ) از نوع تنش‌های کششی بود و با توجه به این که استخوان، تنش‌های فشاری را بهتر از کششی تحمل می‌کند، لذا افزایش تنش‌های کششی متناسب با افزایش طول تاج باید مورد توجه قرار گیرد (۱۴).

در اکثر مطالعات انجام شده به روش المان‌های محدود

## جدول شماره ۵ - میزان توزیع تنش در استخوان ناحیه Crestal اطراف ایمپلنت در مدل سوم

Vm* (MPa)	S3 (MPa)	S2 (MPa)	S1 (MPa)	نیرو	Bone Case	گرست استخوان
J584 ۱۲/۰	J523 -۲۶/۸	J514 -۴/۸	J51 ۲/۹	حذاقل	L <sub>1</sub> <sup>**</sup>	باکال
J657 ۳۹/۳	J584 -۱۰/۸	J68 ۴/۴	J67 ۳۰/۷	حداکثر		
J584 ۶/۷۸	J523 -۱۶/۱	J51 -۲/۸۸	J584 ۱/۳۷	حذاقل		
J657 ۲۲/۶	J584 -۶/۴۵	J68 ۲/۶۴	J67 ۱۸/۴	حداکثر		
J658 ۸/۶۲	J516 -۲۲/۸	J516 ۶۶۵	J658 -۴/۱۶	حذاقل	L <sub>1</sub>	لینگوال
J597 ۳۵/۶	J50 -۰/۲۲۵	J583 -۶/۴	J591 ۳۳/۵	حداکثر		
J658 ۵/۱۷	J516 -۱۴/۳	J516 -۴/۰۲	J658 -۲/۴۹	حذاقل		
J597 ۲۱/۳	J50 -۰/۷۱۷	J583 ۳/۸۴	J591 ۲۰/۱	حداکثر		
J658 ۸/۳۵	J51 -۲۱/۷	J51 -۶/۵	J643 -۱/۴۶	حذاقل	L <sub>1</sub>	دیستال
J517 ۳۲/۸	J50 -۰/۳۸۵	J67 ۸/۷۷	J657 ۲۲/۲	حداکثر		
J658 ۵/۰۱	J51 -۱۳/۰	J51 -۳/۹	J643 -۰/۸۷۳	حذاقل		
J517 ۱۹/۹	J5/۹ -۰/۲۳۱	J67 ۵/۲۶	J657 ۱۳/۳	حداکثر		
J658 ۸/۴۴	J659 -۲/۱۴	J643 -۶/۲۱	J643 -۱/۴۶	حذاقل	L <sub>1</sub>	مزیال
J597 ۳۵/۶	J50 -۰/۳۸۵	J597 ۶/۲۶	J591 ۳۳/۵	حداکثر		
J658 ۵/۰۶	J659 -۱۲/۸	J643 -۳/۷۳	J643 -۰/۸۷۳	حذاقل		
J597 ۲۱/۳	J50 -۰/۲۳۱	J597 ۳/۷۶	J591 ۲۰/۱	حداکثر		

 $L_2^{***}$ = نیروی ۷۰ نیوتونی $L_1^{**}$ = نیروی ۱۰۰ نیوتونیVonmises =  $Vm^*$ 

## نتیجه‌گیری

- بین نسبت طول تاج به طول فیکسچر و تنש‌های وارده به استخوان نسبت مستقیم وجود دارد.
- در نیروهای مضعی ۱۰۰ نیوتونی، در مدل سوم تنش وارده به استخوان افزایش می‌یابد و به حد بحرانی نزدیک می‌شود.

عرض خطر تخریب و تحلیل واقع شود و از نظر کلینیکی این نسبت زنگ خطری برای بقای ایمپلنت خواهد بود. لازم به ذکر است تحقیق انجام شده نحوه توزیع تنش و مقادیر آن را فقط در مورد یک ایمپلنت مجزا مورد بررسی قرار داده است. درصورتی که چند ایمپلنت متصل به یکدیگر باشند، شرایط جدیدی ایجاد خواهد شد که خود نیاز به تحقیق جدگانه‌ای دارد.

## منابع:

- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3<sup>rd</sup> ed. Chicago: Quintessence; 1994.
- Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran VBG. Mechanical loading of Branemark implant affects interfacial bone modeling

- and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 345-360.
- 3- Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of branemark implant connected to a natural tooth: An in-vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6: 177-186
  - 4- Naert L, Steenberghe DV, Worthington Ph. Osseointegration in Oral Rehabilitation. Chicago: Quintessence; 1993: Chapt 8.
  - 5- Wheeler R. Dental Anatomy, Physiology and Occlusion. 6<sup>th</sup> ed. Philadelphia: WB Saunders; 1984: 118-119.
  - 6- Mish CE. Contemporary Implant Dentistry. 1<sup>st</sup> ed. St. Louis: Mosby; 1993: Chapt 11.
  - 7- Bidez MW, Mish C. Force transfer in implant dentistry, basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992; 18: 264-274.
  - 8- Kregzed M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 662-673.
  - 9- Lozada JL, Abbate MF, Pizzarello FA, James RA. Comparative three-dimensional analysis of two finite element endosseous implant designs. *J Oral Implantol* 1994; 20: 315-321.
  - 10- Monteith BD. Minimizing biomechanical overload in implant prostheses. A computerized and/or design. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 495-502.
  - 11- Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 436-440.
  - 12- Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant component. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 655-661.
  - 13- Naert L, Steenberghe DV, Worthington Ph. Osseointegration in Oral Rehabilitation. Chicago: Quintessence; 1993: Chapt 7.
  - 14- Mish CE. Contemporary Implant Dentistry. 1<sup>st</sup> ed. St. Louis: Mosby; 1993: Chapt 33.
- ۱۵- عادلی، حجت‌الله. مقاومت مصالح. چاپ چهارم. تهران: دهخدا. ۱۳۶۸.
- 16- Ahlgquist J, Borg K, Gunne J, Nilson H, Olsson M, Astrand P. Osseointegrated implants in edentulous jaws, A 2-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 155-163.
  - 17- Papavasiliou G, Kamposiora Ph, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading function. *J Prosthet Dent* 1996; 6: 633-640.
  - 18- Williams KP. Finite element analysis of fixed prostheses attachment to osseointegrated implant. *Quintessence Int.* 1990; 21: 563-570.
  - 19- Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants; influence of superstructure, length of implant and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 96-102.