

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

دکتر اکبر فاضل\* - دکتر فریده گرامی‌پناه\* - دکتر سیمین‌دخت 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 پیش‌آگهی درمان، با اهمیت تلقی گردد.

هدف از این مطالعه مقایسه توزیع تنش در ایمپلنت و بافتهای 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 ماگزایلا، 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 تنش‌های 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 کرس (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)

## مقدمه

تنش در کرس استخوان در یک ایمپلنت متمرکز می‌گردد (۳،۲)؛ حال این سؤال مطرح می‌شود که اگر طول تاج بازسازی شده نسبت به طول فیکسچر افزایش یابد، تنش‌های وارده به کرس 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 در ناحیه کرس 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، اباتمنت اسکرو (Abutment Screw) و گلداسکرو (Gold Screw) سیستم برانمارک (Nobel Bio Care, Gotheburg, Sweden) و

درمان با ایمپلنت هزینه و وقت زیادی را به خود اختصاص می‌دهد؛ لذا در نظر گرفتن 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).

درمقایسه با ایمپلنت، دندان طبیعی دارای لیگامان پریدونتال است و این توانایی را دارد که تنش‌های وارده به آن را به نحو مناسبی به استخوان منتقل کند. از طرف دیگر بیماران زیادی که به دلیل تروما 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 مسأله زمانی اهمیت بیشتری می‌یابد که به یاد آوریم

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

طراحی در سه نسبت متفاوت از نظر طول تاج (پروتز + اباتمنت) 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 کرس 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 اتصال‌دهنده و اباتمنت 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.

خصوصیات مکانیکی استخوان متراکم و اسفنجی و مواد تشکیل‌دهنده ایمپلنت در جدول شماره ۲ آمده است (۱۱، ۱۰، ۹، ۸، ۷، ۶، ۵).

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

اتصال مستقیم بین استخوان و فیکسچر در تمامی طول ناحیه حد فاصل در نظر گرفته شد؛ همچنین همه مواد ایزوتروپ، هموژن و از نظر الاستیک بودن خطی در نظر گرفته شدند و مدل طراحی شده متقارن (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) (بازایوه ۴۵ درجه بر روی مدل‌ها) فرض شد (تصویر شماره ۴) و سپس تنش‌های اصلی و Vonmises (Vm) محاسبه گردید.

جدول شماره ۱- ابعاد مدل‌های طراحی شده

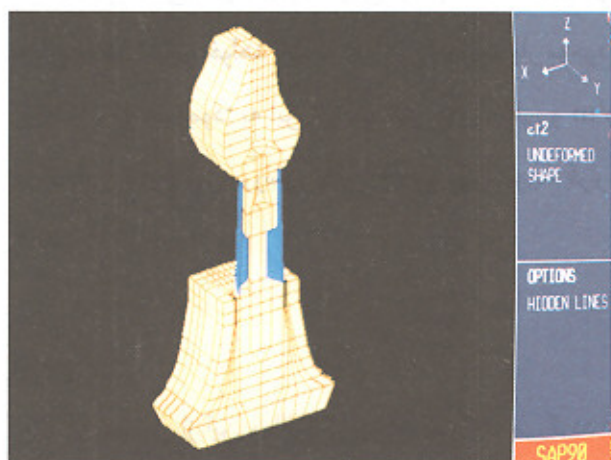
طرح	نسبت	ارتفاع استخوان	عرض استخوان میلی‌متر	ارتفاع فیکسچر (میلی‌متر)	قطر فیکسچر (میلی‌متر)	اباتمنت نرمال	ارتفاع تاج دندان
مدل ۱	۱:۱	۱۵	۷	۱۳	۴	۳	۱۰/۵
مدل ۲	۱:۱/۵	۱۲	۷	۱۰	۴	۴	۱۰/۵
مدل ۳	۱:۲	۱۲	۷	۱۰	۴	۱۰	۱۰/۵

جدول شماره ۲- خصوصیات مکانیکی مواد مورد استفاده

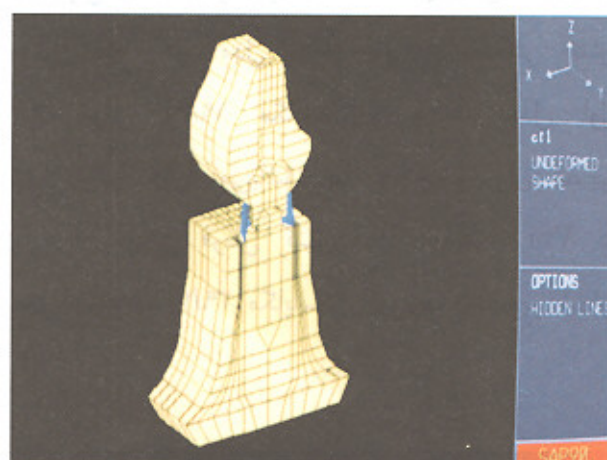
موارد مورد استفاده	ضریب الاستیسیته* (Mpa)	ضریب پواسون	Yield Strength (MPa)
استخوان متراکم	۱۳۷۰۰	۰/۳	-
استخوان اسفنجی	۱۳۷۰	۰/۳	۵۰
CP** تایتانیوم	۱۰۳۴۰۰	۰/۳	۴۰۰
طلا (Type III)	۱۰۰۰۰۰	۰/۳	۳۰۰
کامپوزیت	۱۵۰۰	۰/۳	۱۶۱

Commercially Pure Titanium = CP Titanium \*\*

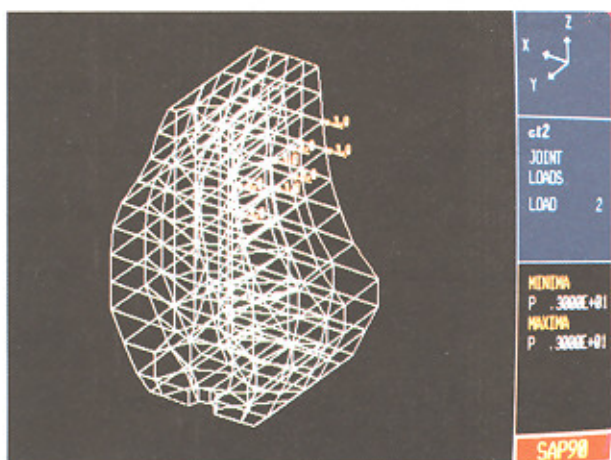
Mega Paskal = MPa \*



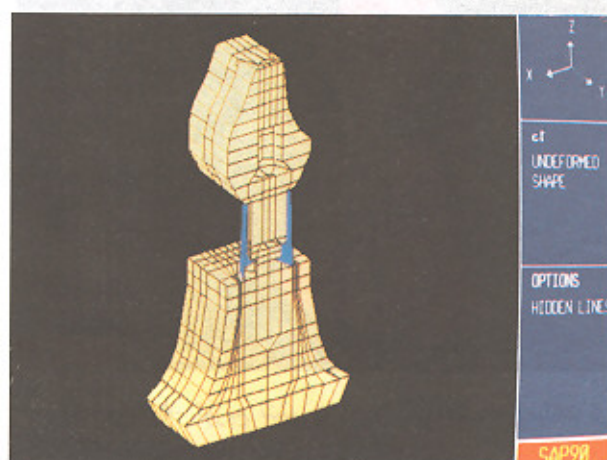
تصویر شماره ۳- مدل سوم



تصویر شماره ۱- مدل اول



تصویر شماره ۴- محل اعمال نیرو



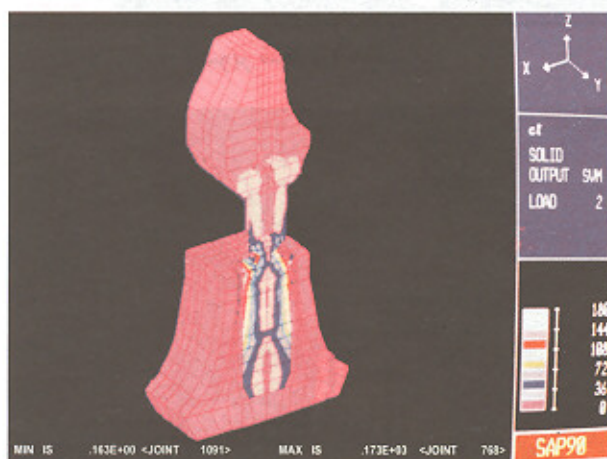
تصویر شماره ۲- مدل دوم

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.

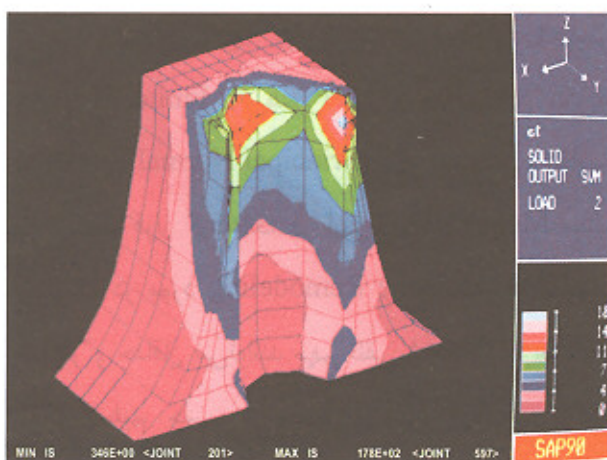
میان معیارهای مختلف ارائه شده برای تسلیم اجسامی که تحت تأثیر ترکیبی از تنش‌ها در جهات مختلف قرار گرفته‌اند، معیار  $V_m$  از دقت بیشتری برخوردار است (۱۷)؛ بدین ترتیب هرگاه تنش  $V_m$  از تنش بحرانی بیشتر شود، جسم تسلیم می‌گردد؛ می‌توان با داشتن تنش تسلیم تک محوری یک جسم، تنش بحرانی  $V_m$  را محاسبه 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 حداکثر این تنش‌ها (Principal Normal Stresses) جهت سنجش و مقایسه مورد دقت قرار گرفته‌اند؛ در این ارتباط Meijer معتقد است که در مورد Bone Remodeling تنش‌های اصلی حداکثر 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 تنهایی (۱۵، ۱۶)؛ به عنوان مثال اگر یک 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 (۱۶/۱ مگاپاسکال) می‌باشد؛ اما چنانچه نیروی مضعی را ۱۰۰ نیوتن فرض کنیم، حداکثر تنش  $V_m$  در مدل سوم به ۳۹/۳ مگاپاسکال می‌رسد (تصویر شماره ۶).



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

هرکجا این تنش‌ها از مقدار بحرانی بیشتر باشد، جسم در همان نقطه تسلیم 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 جابه جایی در مدل‌های سه گانه

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

در تمام این طرحها تنش‌های اصلی در کمرست استخوان متمرکز 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 کمرست 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 ۵).

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

کمرست استخوان	Bone Case	تنش	S1 (MPa)	S2 (MPa)	S3 (MPa)	Vm* (MPa)
باکال	L <sub>1</sub> **	حداقل	J517 2/87	J534 -5/33	J659 2/87	J584 6/99
		حداکثر	J667 18/0	J600 -2/98	J584 -8/95	J667 26/8
	L <sub>2</sub> ***	حداقل	J517 1/72	J534 -3/22	J659 -23/3	J584 4/19
		حداکثر	J667 10/8	J600 1/79	J584 -5/37	J667 16/1
لینگویال	L <sub>1</sub>	حداقل	J664 2/74	J531 -6/67	J650 -19/6	J664 8/23
		حداکثر	J591 15/4	J583 -5/68	J597 -1/10	J516 22/5
	L <sub>2</sub>	حداقل	J664 1/65	J531 -4/0	J650 -11/8	J664 4/95
		حداکثر	J591 9/22	J583 3/16	J597 0/659	J516 13/5
دیستال	L <sub>1</sub>	حداقل	J651 1/35	J642 -4/76	J5/9 -18/0	J572 5/58
		حداکثر	J643 16/0	J517 4/45	J572 -0/21	J584 22/6
	L <sub>2</sub>	حداقل	J665 1/28	J642 -2/85	J509 -10/8	J572 0/62
		حداکثر	J643 9/58	J517 2/67	J572 -0/13	J584 13/6
مزیاال	L <sub>1</sub>	حداقل	J665 -2/72	J534 -5/35	J509 -17/7	J572 5/58
		حداکثر	J643 16/0	J583 3/7	J572 0/217	J509 22/4
	L <sub>2</sub>	حداقل	J665 1/45	J534 -3/22	J509 -10/6	J572 3/62
		حداکثر	J643 9/58	J509 2/13	J572 -0/13	J509 13/5

Vonmises = Vm\*      L<sub>1</sub>\*\* = نیروی ۱۰۰ نیوتنی      L<sub>2</sub>\*\*\* = نیروی ۷۰ نیوتنی

## ۲- مقایسه میزان جابه‌جایی (Displacement)

بعد از اعمال نیروی ۷۰ نیوتنی، حداکثر میزان جابه‌جایی در ناحیه لبه انسيزال 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 کمرست 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

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 وارده بر استخوان افزایش یابد؛ اما ابهامی که سبب شد این بررسی انجام شود، این نکته بود که 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.

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	گرسه استخوان
J584 ۱/۶۹	J533 -۲۲/۱	J651 -۳/۹۹	J584 ۱/۶۹	حداقل	L1**	باکال
J667 ۲۵/۷	J584 -۸/۹۵	J668 -۳/۶۴	J667 ۲۵/۷	حداکثر		
J584 ۰/۴۷۹	J5/۳۳ -۲۳/۳	J651 -۲/۳۹	J584 ۰/۴۷۹	حداقل	L2***	
J667 -۱۵/۴	J584 -۵/۳۷	J668 -۲/۱۹	J667 -۱۵/۴	حداکثر		
J665 -۳/۳۱	J516 -۱۹/۶	J516 -۵/۵۸	J665/۵ -۳/۳۱	حداقل	L1	لینگوال
J597 ۲۸/۰	J65۰ -۱/۱۰	J583 ۵/۳۰	J591 ۲۸/۰	حداکثر		
J665 -۱/۹۹	J516 -۱۱/۸	J516 -۳/۳۵	J665 -۱/۹۹	حداقل	L2	
J597 ۱۶/۸	J65۰ ۰/۶۵۹	J583 ۳/۱۸	J591 ۱۶/۸	حداکثر		
J665 -۱/۳۴	J651 -۱۸/۰	J651 -۵/۱۴	J643 -۱/۳۴	حداقل	L1	دیستال
J517 ۱۸/۴	J5۰۹ -۰/۲۱	J667 ۷/۴۱	J667 ۱۸/۴	حداکثر		
J665 ۰/۸۰۳	J651 -۱۰/۸	J651 -۳/۰۸	J643 ۰/۸۰۳	حداقل	L2	
J517 ۱۱/۰	J5۰۹ -۰/۱۳	J667 ۴/۴۵	J667 ۱۱/۰	حداکثر		
J665 -۱/۳۴	J659 -۱۷/۷	J643 -۴/۷	J643 -۱/۳۴	حداقل	L1	مزبال
J597 ۲۸/۰	J5۰۹ ۰/۲۱۷	J597 ۵/۱۵	J591 ۲۸/۰	حداکثر		
J665 -۰/۸۰۳	J659 -۱۰/۶	J643 -۲/۸۲	J643 -۰/۸۰۳	حداقل	L2	
J597 ۱۶/۸	J5۰۹ -۰/۱۳	J597 ۳/۰۹	J591 ۱۶/۸	حداکثر		

L2\*\*\* = نیروی ۷۰ نیوتنی

L1\*\* = نیروی ۱۰۰ نیوتنی

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 زیاده‌تر 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 Yield strength استخوان مورد مقایسه قرار داده شد (۱۷). در بین مدل‌های مورد آزمایش، ممکن است استخوان اطراف ایمپلنت در مدل سوم (تحت نیروی ۱۰۰ نیوتنی) در

نتایج این مطالعه از نظر محل تمرکز تنش، حداکثر تنش‌های اصلی و تنش‌های Vm مشابه مطالعات Hoshaw و Papavasilion (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 متمرکز شده (S1) 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	کرست استخوان
J584 ۱۲/۰	J523 -۲۶/۸	J6514 -۴/۸	J651 ۲/۹	حداقل	L <sub>1</sub> **	باکال
J667 ۳۹/۳	J584 -۱۰/۸	J668 ۴/۴	J667 ۳۰/۷	حداکثر		
J584 ۶/۷۸	J523 -۱۶/۱	J651 -۲/۸۸	J584 ۱/۳۷	حداقل	L <sub>2</sub> ***	
J667 ۲۳/۶	J584 -۶/۴۵	J668 ۲/۶۴	J667 ۱۸/۴	حداکثر		
J665 ۸/۶۲	J516 -۲۳/۸	J516 ۶۶۵	J665 -۴/۱۶	حداقل	L <sub>1</sub>	لینگوال
J597 ۳۵/۶	J650 -۰/۳۳۵	J583 -۶/۴	J591 ۳۳/۵	حداکثر		
J665 ۵/۱۷	J516 -۱۴/۳	J516 -۴/۰۲	J665 -۲/۴۹	حداقل	L <sub>2</sub>	
J597 ۲۱/۳	J650 -۰/۷۱۷	J583 ۳/۸۴	J591 ۲۰/۱	حداکثر		
J665 ۸/۲۵	J651 -۲۱/۷	J651 -۶/۵	J643 -۱/۴۶	حداقل	L <sub>1</sub>	دیستال
J517 ۳۲/۸	J5۰۹ -۰/۳۸۵	J667 ۸/۷۷	J667 ۲۲/۲	حداکثر		
J665 ۵/۰۱	J651 -۱۳/۰	J651 -۳/۹	J643 -۰/۸۷۳	حداقل	L <sub>2</sub>	
J517 ۱۹/۹	J5۰۹ -۰/۲۳۱	J667 ۵/۲۶	J667 ۱۳/۳	حداکثر		
J665 ۸/۴۴	J659 -۲/۱۴	J643 -۶/۲۱	J643 -۱/۴۶	حداقل	L <sub>1</sub>	مزیاال
J597 ۳۵/۶	J5۰۹ -۰/۳۸۵	J597 ۶/۲۶	J591 ۳۳/۵	حداکثر		
J665 ۵/۰۶	J659 -۱۲/۸	J643 -۳/۷۳	J643 -۰/۸۷۳	حداقل	L <sub>2</sub>	
J597 ۲۱/۳	J5۰۹ -۰/۲۳۱	J597 ۳/۷۶	J591 ۲۰/۱	حداکثر		

Vonmises = Vm\*      L<sub>1</sub>\*\* = نیروی ۱۰۰ نیوتنی      L<sub>2</sub>\*\*\* = نیروی ۷۰ نیوتنی

### نتیجه گیری

- معرض 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. در صورتی که چند ایمپلنت متصل به یکدیگر باشند، شرایط جدیدی ایجاد خواهد شد که خود نیاز به تحقیق جداگانه‌ای دارد.
- ۱- بین نسبت طول تاج به طول فیکسچر و تنش‌های وارده به استخوان نسبت مستقیم وجود دارد.
- ۲- در نیروهای مضعفی ۱۰۰ نیوتنی، در مدل سوم تنش وارده به استخوان افزایش می‌یابد و به حد بحرانی نزدیک می‌شود.

### 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- عادل، حجت‌اله. مقاومت مصالح. چاپ چهارم. تهران: دهخدا. ۱۳۶۸.
- 16- Ahlguist 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.