

## بررسی تأثیر طول و گام رزوه بر توزیع تنش در ایمپلنت دندان و استخوان اطراف به کمک روش المان محدود

مسیح فیروزبخت<sup>۱</sup>، حامد عجبی نائینی<sup>۲\*</sup>، مصطفی پیرمردیان<sup>۳</sup>

\*نویسنده مسئول: [ajabinaeeni@iaukhsh.ac.ir](mailto:ajabinaeeni@iaukhsh.ac.ir)

### چکیده

طول عمر ایمپلنت‌های درگیر در استخوان تحت تأثیر عوامل بیومکانیکی هستند. کنترل این عوامل، از عوارض مکانیکی که شامل شکستگی پیچ، اجزاء و یا مواد سازنده چهارچوب روکش دندان می‌شود جلوگیری می‌کند. در این مطالعه، تأثیر تغییرات طول و گام رزوه‌های ایمپلنت دندان بر چگونگی توزیع تنش و بیشینه‌ی تنش ون‌میزز، در مجموعه ایمپلنت-اباتمنت و استخوان فک به روش المان محدود مورد مطالعه و بررسی قرار می‌گیرد. تغییر طول ایمپلنت از مقدار ۸/۵ میلی‌متر تا ۱۳ میلی‌متر و گام رزوه‌های ایمپلنت از مقدار ۰/۶ میلی‌متر تا ۱ میلی‌متر در نظر گرفته می‌شود. بیشترین تنش‌ها به ترتیب در مجموعه ایمپلنت-اباتمنت، استخوان کورتیکال و استخوان اسفنجی مشاهده می‌شود و طول ۱۳ میلی‌متر در گام ۰/۷ میلی‌متر به عنوان حالت بهینه معرفی می‌گردد. همچنین در این مطالعه نسبت گام به طول بهینه‌ای برای ایمپلنت پیشنهاد شده است.

### واژه‌های کلیدی

ایمپلنت-اباتمنت، استخوان اسفنجی، استخوان کورتیکال، توزیع تنش، المان محدود

تاریخ ارسال: ۹۵/۰۹/۰۱

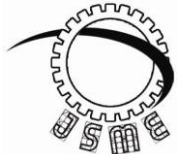
تاریخ بازنگری: --/--/--

تاریخ پذیرش: ۹۵/۱۱/۱۸

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد خمینی شهر، اصفهان، ایران.

۲- استادیار، دانشکده مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد خمینی شهر، اصفهان، ایران.

۳- استادیار، دانشکده مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد خمینی شهر، اصفهان، ایران.



Journal of  
Solid Mechanics  
in Engineering

## Journal of Solid Mechanics in Engineering

<http://jsme.iaukhsh.ac.ir>



### Evaluating the Impact of Length and Thread Pitch on the Stress distribution in Dental Implants and surrounding Bone using Finite Element method

Masih Firouzbakht<sup>1</sup>, Hamed Ajabi Naeeni<sup>2,\*</sup>, Mostafa Pirmoradian<sup>3</sup>

\* Corresponding author: [ajabinaeeni@iaukhsh.ac.ir](mailto:ajabinaeeni@iaukhsh.ac.ir)

---

#### Abstract:

longevity of osseointegrated implants are intensely influenced by biomechanical factors. Control of these factors prevents mechanical complications, which include fracture of screws, components, or materials veneering the framework. In this study, the impact of length and threads pitch of dental implants on the stress distribution and maximum Von Mises stress in implant-abutment complex and jaw bone are studied using finite element method. The implant length changes from 8.5 mm to 13 mm and a range of 0.6 mm to 1 mm is considered for the threads pitch of implants. The maximum stresses are observed in implant-abutment complex, cortical bone and cancellous bone, respectively. Results suggest a length of 13 mm in a pitch of 0.7 mm for implants. Also, an optimal ratio for the pitch and length of an implant is proposed.

---

---

#### Key words:

Implant-abutment.  
Cancellous bone.  
Cortical bone.  
Stress distribution.  
Finite element method.

---

---

1-MSc Student, Department of Mechanical Engineering, Islamic Azad University, Khomeinishahr branch/Isfahan, Iran.

2-Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Islamic Azad University, Khomeinishahr branch/Isfahan, Iran.

3-Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Islamic Azad University, Khomeinishahr branch/Isfahan, Iran.

## ۱- مقدمه

است. در طول سال‌ها مشخص شده است که یک ایمپلنت با طول ۷ میلی‌متر و قابل دسترس در بازار، نرخ شکست بیشتری نسبت به ایمپلنت‌هایی با طول ۸/۵، ۱۰ و ۱۱/۵ میلی‌متر دارد. همچنین چندین تجزیه و تحلیل مکانیکی برای پشتیبانی از این مطلب که افزایش طول ایمپلنت ممکن است تا حدی میزان موفقیت را بالا ببرد انجام شده است [۵]. تجزیه و تحلیل المان محدود یک ابزار مفید برای شناسایی توزیع تنش در ایمپلنت و استخوان است. روش المان محدود روشی مهندسی برای محاسبه تنش‌ها و کرنش‌ها در تمام مواد از جمله بافت زنده است و تکنیکی برای بدست آوردن راه‌حل برای یک یا چند مشکل مکانیکی با تقسیم قلمرو مشکل به حوزه‌های کوچک‌تر و ساده‌تر است. این روش می‌تواند چندین بار توسط اپراتور تکرار شود بدون آنکه تکرارپذیری تأثیری بر جای بگذارد. به خوبی ثابت شده است که تجزیه و تحلیل عددی نه تنها در هوا فضا، مهندسی عمران، خودرو و صنعت بلکه در مراقبت‌های پزشکی یک روش با اهمیت است و یک پزشک می‌تواند از این ابزار قدرتمند در حال توسعه، یک درک بهتر از بیومکانیک ایمپلنتولوژی<sup>۳</sup> دندان پیدا کند و می‌توان نزدیک‌ترین شبیه‌سازی دهان به شرایط واقعی را با این روش انجام داد [۶ تا ۸].

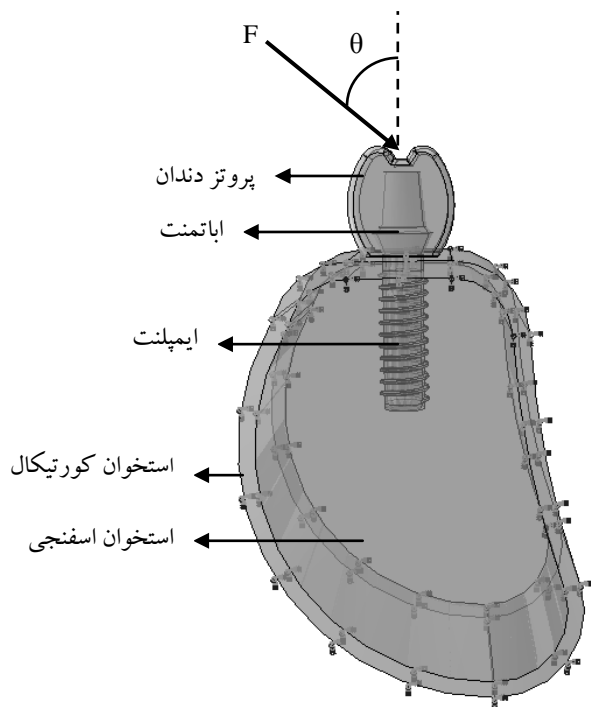
هدف از انجام این تحقیق بررسی تأثیر عوامل مؤثر همچون طول و گام رزوه‌های ایمپلنت بر توزیع تنش در ایمپلنت دندان تحت بارگذاری به کمک روش المان محدود است. به این منظور، یک مدل سه‌بعدی از ایمپلنت کاشته شده در فک پایین، با خصوصیات مکانیکی مطابق با واقعیت توسط نرم افزار آباکوس<sup>۴</sup> مورد تجزیه و تحلیل استاتیکی قرار گرفته است.

اوایل سال ۱۹۸۰ کاشت دندان (ایمپلنت) به روشی تبدیل شد که بی‌دندانی را در بیماران به طور کامل برطرف کند. با این وجود تفاوت‌های ساختاری بین دندان طبیعی و ایمپلنت، نقش مهمی در توزیع تنش در بافت‌ها و استخوان اطراف ایمپلنت ایفا می‌کند. در دندان‌های طبیعی، لیگامان پریودنتال<sup>۱</sup> باعث جذب تنش شده و یا به دندان‌ها اجازه حرکت می‌دهد ولی در ایمپلنت دندان به دلیل فقدان لیگامان پریودنتال، نیروهای حاصل از جویدن به طور مستقیم به بافت‌ها و استخوان‌های اطراف ایمپلنت منتقل می‌شود. این مسأله می‌تواند باعث بروز مشکلاتی از قبیل ایجاد ترک‌های ریز در خط اتصال بین استخوان و ایمپلنت، شکست ایمپلنت و شل شدن اجزای ایمپلنت شود. یک عامل کلیدی برای موفقیت یا شکست ایمپلنت دندان، توزیع بهینه‌ی تنش در این بافت‌ها و استخوان‌ها می‌باشد [۲ و ۱]. گزارش شده است که کاشت دندان (ایمپلنت) تحت تأثیر عوامل بسیاری، از جمله طراحی ایمپلنت، مقدار و کیفیت استخوان، روش جراحی، مراقبت‌های بعد از عمل، طول و قطر ایمپلنت، محل قرارگیری ایمپلنت و غیره قرار دارد [۳]. به عنوان مثال در میان این عوامل می‌توان به رزوه‌ها اشاره کرد. رزوه‌ها<sup>۲</sup> در ایمپلنت دندان به منظور به حداکثر رساندن تماس اولیه، بهبود ثبات اولیه و کمک به کاهش تنش سطحی استفاده می‌شوند. همچنین عمق رزوه، ضخامت رزوه، شکل رزوه، تعداد رزوه، زاویه وجه رزوه و زاویه مارپیچ رزوه، طرح‌های هندسی مختلف مشخص‌کننده‌ی عملکرد رزوه هستند که بر توزیع بارهای بیومکانیکی، در ایمپلنت دندان مؤثر می‌باشند. علاوه بر موارد فوق، گام رزوه نقش و اهمیت بالینی مهمی در محافظت از ایمپلنت دندان تحت نیروهای محوری و غیرمحوری دارد [۴ و ۲]. برای مثال دیگری می‌توان به طول ایمپلنت‌ها اشاره کرد. رایج‌ترین طول ایمپلنت‌ها ۸ تا ۱۳ میلی‌متر است که کاملاً نزدیک به طول طبیعی ریشه‌ی دندان

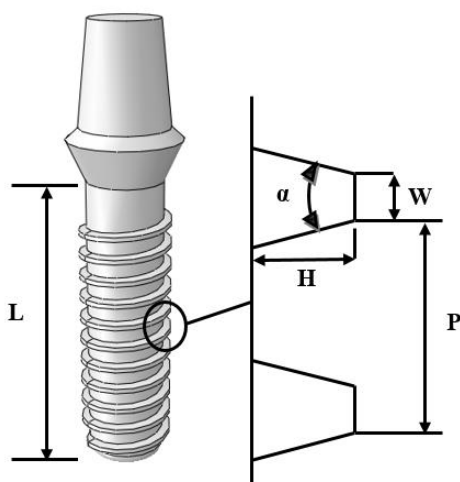
<sup>3</sup> Implantology<sup>4</sup> Abaqus<sup>1</sup> Periodontal ligament<sup>2</sup> Threads

## ۲- مواد و روش‌ها

دیستال<sup>۷</sup> و مزیال<sup>۸</sup> در تمام جهات مقید شده است و هیچ گونه حرکتی ندارد [۲] و به منظور بارگذاری از نیروی  $F=180\text{N}$  که با زاویه  $\theta=45^\circ$  به مرکز پروتز دندان وارد می‌شود، مطابق شکل (۱) استفاده شده است.



شکل (۱) مجموعه مدل‌سازی شده



شکل (۲) هندسه ایمپلنت و رزوه استفاده شده در مدل

برای انجام تجزیه و تحلیل به روش المان محدود، مدل‌سازی ایمپلنت دندان به همراه رزوه‌های آن و استخوان برای جایگذاری ایمپلنت ضروری بود. از این رو نرم‌افزار طراحی کتیا<sup>۱</sup> برای مدل‌سازی انتخاب گردید و مجموعه قطعات مدل‌سازی شده شامل ایمپلنت با اباتمنت یک تکه، یک مقطع از فک پایین شامل استخوان اسفنجی و استخوان کورتیکال و پروتز<sup>۲</sup> یا همان تاج دندان توسط کامپیوتر شخصی و در نرم‌افزار کتیا (نسخه V5R21) طراحی و مدل‌سازی شده است. مدل ایمپلنت پیچی استوانه‌ای<sup>۳</sup> این تحقیق با اباتمنت یک تکه مشابه مدل ایمپلنت‌های شرکت نوبل بایوکر<sup>۴</sup> و استرومن<sup>۵</sup> انتخاب شد [۲]. همچنین یک مقطع از فک پایین در ناحیه دندان آسیاب اول، به دست آمده از طریق سی‌تی‌اسکن به عنوان پایه و اساس یک مدل جامد انتخاب شد [۲]. این مقطع از فک پایین شامل یک لایه نازک از استخوان کورتیکال که اطراف استخوان اسفنجی را فراگرفته است بر اساس رده‌بندی استخوانی لکهلم و زارب<sup>۶</sup> (تیب ۳ استخوان یا D3)، انتخاب شد [۹].

شکل (۱) هندسه‌ی مجموعه مدل‌سازی شده و بخش‌های مختلف آن را نشان می‌دهد. هندسه و ابعاد رزوه استفاده شده برای ایمپلنت دندان در شکل (۲) و ابعاد پارامترهای ثابت و متغیر مشخص شده در این شکل به ترتیب در جدول‌های (۱) و (۲) آورده شده است. پس از اتمام مدل‌سازی، تمامی مدل‌ها برای انجام تحلیل به روش المان محدود سه بعدی به نرم‌افزار المان محدود آباکوس انتقال داده شدند.

در این تجزیه و تحلیل فرض بر آن است که ایمپلنت به استخوان جوش خورده و پدیده استخوان‌سازی به طور کامل انجام گرفته است. همچنین دو سطح کناری مدل در ناحیه

<sup>1</sup> Catia

<sup>2</sup> Prosthesis

<sup>3</sup> Cylindrical screw implant

<sup>4</sup> Nobel biocare

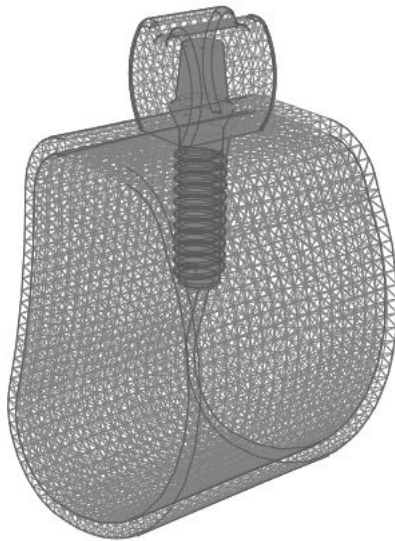
<sup>5</sup> Straumann

<sup>6</sup> Lekholm and Zarb

<sup>7</sup> Distal

<sup>8</sup> Mesial

برای انجام تحلیل به روش المان محدود از المان هرمی چهاروجهی ۱۰ گره‌ای مرتبه دوم، برای تمام قطعات مدل-سازی شده استفاده گردید و به طور میانگین استقلال جواب از شبکه در بیشترین حالت با انتخاب ۱۵۳۰۴۸ المان برای انجام تحلیل المان محدود بدست آمد. المان‌بندی به گونه‌ای انجام شده است که المان‌ها در نزدیکی سطح تماس بین ایمپلنت و استخوان که محل انتقال نیرو است ریزتر باشند. در شکل (۳) یک نمونه از مدل المان‌بندی شده نشان داده شده است.



شکل (۳) یک نمونه از مدل المان بندی شده

### ۳- نتایج

قبل از انجام کلیه تحلیل‌ها برای اطمینان از صحیح بودن مدل‌سازی با توجه به ابعاد استخوان و ایمپلنت و همچنین خصوصیات مکانیکی، شرایط مرزی و بارگذاری موجود در مرجع [۲]، دو تحلیل برای صحت‌سنجی مدل‌سازی انجام گرفت و پس از اطمینان از صحیح بودن مدل‌سازی (با توجه به نزدیک بودن نتایج و اختلاف اندک مشاهده شده در نتایج)، تحلیل‌ها برای ۴ گام و ۴ طول مختلف (۱۶ تحلیل) انجام شد و برای انتخاب بهینه‌ترین حالت طول و گام از مجموع ۱۶ تحلیل انجام شده، بیشینه تنش ون‌میزز<sup>۴</sup> در استخوان اسفنجی، استخوان کورتیکال و مجموعه ایمپلنت-

<sup>۴</sup> Von Mises

جدول (۱) پارامترهای ثابت برای رزوه

| H (mm) | W (mm) | $\alpha$ (Deg) |
|--------|--------|----------------|
| ۰/۳۵   | ۰/۲    | ۳۰             |

جدول (۲) پارامترهای متغیر برای گام رزوه و طول ایمپلنت در قطر ۴/۱

| L (mm) | P (mm) |
|--------|--------|
| ۸/۵    | ۰/۶    |
| ۱۰     | ۰/۷    |
| ۱۱/۵   | ۰/۸    |
| ۱۳     | ۱/۰    |

خصوصیات مکانیکی مواد استفاده شده در مدل، ایزوتروپیک<sup>۱</sup>، همگن<sup>۲</sup> و الاستیک خطی<sup>۳</sup> در نظر گرفته شده اند. باید توجه داشت که مشخصات مکانیکی بافت‌ها و استخوان‌ها، مقدارهای ثابتی نیستند و برای هر شخص می‌تواند مقدار متفاوتی داشته باشد که به عوامل مختلفی از جمله سن فرد، خصوصیات ژنتیکی و غیره بستگی دارد. مقادیر استفاده شده در این مدل‌سازی برای یک فرد معمولی با بافت‌های سالم و بر اساس جدول (۳) می‌باشد.

جدول (۳) مشخصات مکانیکی مواد [۱۱ و ۱۰]

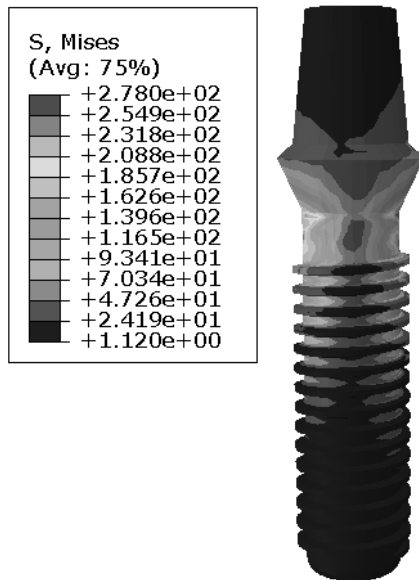
| ماده             | مدول الاستیسیته<br>E (GPa) | نسبت پواسون<br>$\nu$ |
|------------------|----------------------------|----------------------|
| استخوان کورتیکال | ۱۳                         | ۰/۳                  |
| استخوان اسفنجی   | ۱/۳۷                       | ۰/۳                  |
| تیتانیوم         | ۱۱۰                        | ۰/۳۵                 |
| پرسلن            | ۶۸/۹                       | ۰/۲۸                 |

<sup>۱</sup> Isotropic

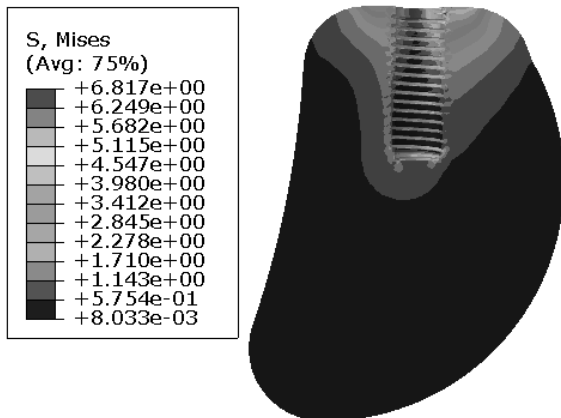
<sup>۲</sup> Homogeneous

<sup>۳</sup> Linearly elastic

با توجه به نتایج موجود در جدول (۴) از مجموع ۱۶ تحلیل انجام شده که شامل ۴۸ کانتور تنش در ایمپلنت-اباتمنت، استخوان اسفنجی و استخوان کورتیکال می‌باشد، کانتورهای تنش مربوط به طول و گام بهینه (طول ۱۳ میلی‌متر در گام ۰/۷ میلی‌متر) در شکل‌های ۴ تا ۶ آورده شده است.



شکل (۴) کانتور تنش در ایمپلنت-اباتمنت

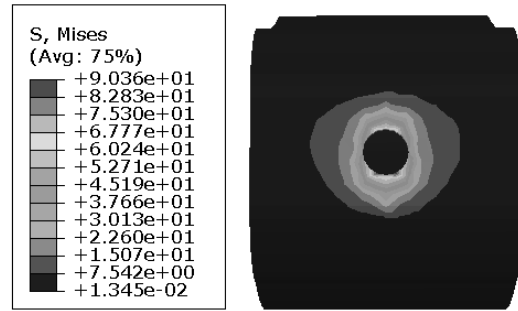
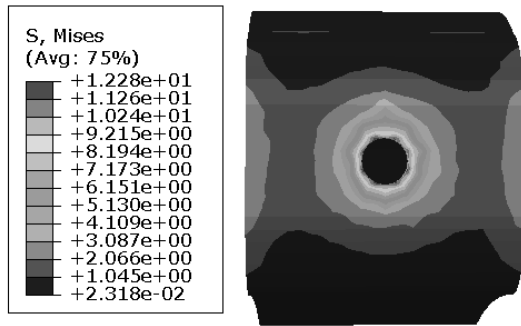


شکل (۵) کانتور تنش در استخوان اسفنجی (نمای برش خورده)

اباتمنت مورد ارزیابی و بررسی قرار گرفت. تنش ون‌میزز رایج‌ترین گزارش تنش در مطالعات المان محدود است که خلاصه‌ای از تنش کلی در یک نقطه را ارائه می‌کند. تنش ون‌میزز یک متغیر عددی است که میزان تنش در تک تک اجزا را مشخص می‌کند بنابراین یک معیار خوب از نشان دادن وضعیت تنش است و به طور گسترده در مطالعات بیومکانیکی استخوان استفاده شده است [۱۲]. در جدول (۴) نحوه‌ی تغییرات طول و گام و بیشینه‌ی تنش ون‌میزز به تفکیک آورده شده است.

جدول (۴) تغییرات طول و گام و بیشینه‌ی تنش ون‌میزز

| شماره | تنش در |     | P<br>(mm) | L<br>(mm) | تنش در<br>ایمپلنت<br>اباتمنت<br>(MPa) | تنش در<br>استخوان<br>کورتیکال<br>(MPa) | تنش در<br>استخوان<br>اسفنجی<br>(MPa) |
|-------|--------|-----|-----------|-----------|---------------------------------------|----------------------------------------|--------------------------------------|
|       | L      | P   |           |           |                                       |                                        |                                      |
| ۱     | ۸/۵    | ۰/۶ | ۲۹۵/۲     | ۹۲/۹۳     | ۹/۴۴۰                                 |                                        |                                      |
| ۲     | ۸/۵    | ۰/۷ | ۳۲۸/۷     | ۹۳/۱۷     | ۹/۵۵۵                                 |                                        |                                      |
| ۳     | ۸/۵    | ۰/۸ | ۳۰۶/۱     | ۹۲/۸۸     | ۹/۸۱۵                                 |                                        |                                      |
| ۴     | ۸/۵    | ۱   | ۳۱۹/۳     | ۹۳/۱۹     | ۹/۸۸۹                                 |                                        |                                      |
| ۵     | ۱۰     | ۰/۶ | ۲۸۵/۶     | ۹۱/۳۳     | ۷/۰۴۹                                 |                                        |                                      |
| ۶     | ۱۰     | ۰/۷ | ۳۴۹/۷     | ۹۱/۵۷     | ۷/۳۶۰                                 |                                        |                                      |
| ۷     | ۱۰     | ۰/۸ | ۳۲۰/۵     | ۹۱/۷۳     | ۸/۲۲۷                                 |                                        |                                      |
| ۸     | ۱۰     | ۱   | ۳۴۴/۷     | ۹۱/۶۵     | ۷/۸۱۷                                 |                                        |                                      |
| ۹     | ۱۱/۵   | ۰/۶ | ۲۹۳/۵     | ۹۰/۷۹     | ۷/۲۴۷                                 |                                        |                                      |
| ۱۰    | ۱۱/۵   | ۰/۷ | ۳۵۳/۱     | ۹۰/۹۹     | ۷/۴۶۴                                 |                                        |                                      |
| ۱۱    | ۱۱/۵   | ۰/۸ | ۳۱۱/۱     | ۹۰/۳۵     | ۷/۳۰۲                                 |                                        |                                      |
| ۱۲    | ۱۱/۵   | ۱   | ۲۹۴/۱     | ۹۱/۰۴     | ۷/۵۰۵                                 |                                        |                                      |
| ۱۳    | ۱۳     | ۰/۶ | ۳۱۵/۵     | ۸۹/۶۰     | ۷/۱۹۱                                 |                                        |                                      |
| ۱۴    | ۱۳     | ۰/۷ | ۲۷۸/۰     | ۹۰/۳۶     | ۶/۸۱۷                                 |                                        |                                      |
| ۱۵    | ۱۳     | ۰/۸ | ۲۸۳/۶     | ۸۹/۷۷     | ۷/۴۱۰                                 |                                        |                                      |
| ۱۶    | ۱۳     | ۱   | ۲۹۵/۸     | ۹۰/۷۷     | ۷/۶۹۰                                 |                                        |                                      |



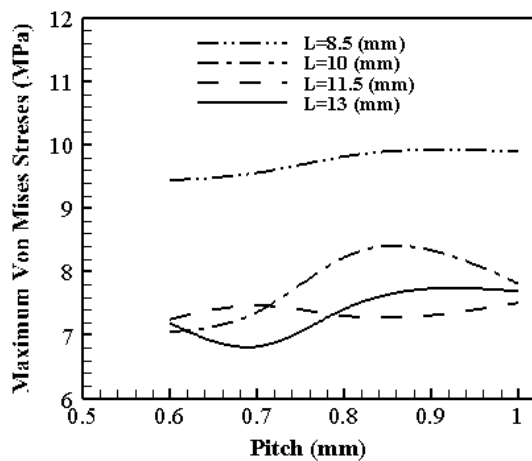
شکل (۶) کانتور تنش در استخوان کورتیکال (نمای بالا)

شکل (۹) کانتور تنش در استخوان کورتیکال در نیروی محوری ۱۸۰N (نمای بالا)

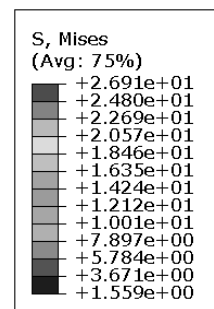
۴- بحث

به منظور مقایسه و بحث در مورد نتایج با توجه به جدول (۴)، تغییرات تنش به صورت نمودار بر حسب تغییرات طول و گام در مجموعه ایمپلنت-اباتمنت، استخوان اسفنجی و استخوان کورتیکال در شکل‌های ۱۰ تا ۱۲ آورده شده است.

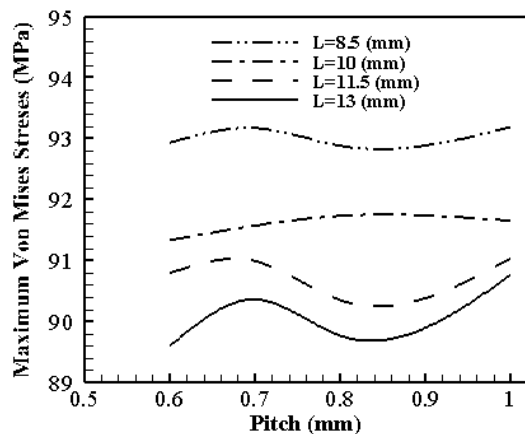
به منظور مقایسه تنش‌های ایجاد شده در حالت بارگذاری غیرمحوری با حالتی که بارگذاری به صورت محوری وارد می‌شود، برای حالت طول و گام بهینه انتخاب شده در قسمت قبل، بارگذاری محوری ۱۸۰N اعمال گردید. کانتورهای تنش مربوط به این حالت بارگذاری در شکل‌های ۷ تا ۹ آورده شده است.



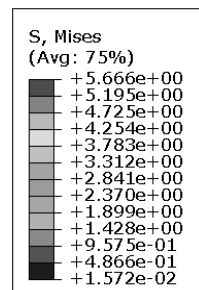
شکل (۱۰) تغییرات تنش در استخوان اسفنجی



شکل (۷) کانتور تنش در ایمپلنت-اباتمنت در نیروی محوری ۱۸۰N



شکل (۱۱) تغییرات تنش در استخوان کورتیکال

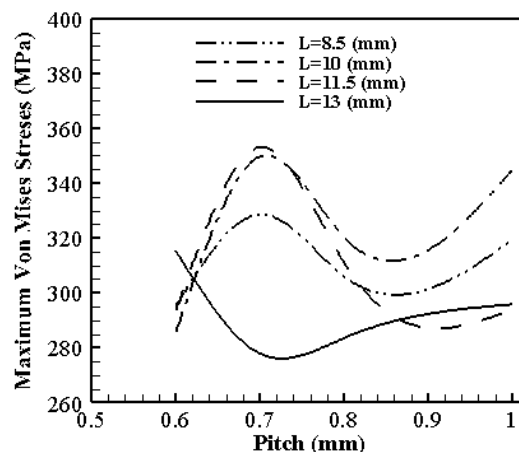


شکل (۸) کانتور تنش در استخوان اسفنجی در نیروی محوری ۱۸۰N (نمای برش خورده)

سئوپ هان<sup>۳</sup> [۵] میزان موفقیت یک ایمپلنت با طول بیشتر را متذکر شد.

در شکل‌های (۱۰) تا (۱۲) مشاهده می‌شود که با تغییرات گام در یک طول ثابت، تنش‌ها به سمت کم و زیاد میل پیدا کرده است که این نوسان، با نتایج تحقیق اوسیلو<sup>۴</sup> و همکاران [۱۴] و جدول نتایج تحقیق کنگ<sup>۵</sup> و همکاران [۲] همخوانی داشت. در واقع می‌توان گفت که میانگین آسیب و اثرات وارد شده توسط گام و طول هنگامی که با یکدیگر رابطه مثبتی دارند تنش‌ها به سمت کم شدن میل پیدا می‌کنند. این نتایج نشان می‌دهد که باید برای ایمپلنت حالت بهینه طول و گام را با در نظر گرفتن تنش‌ها در ایمپلنت-اباتمنت و در هر دو استخوان اسفنجی و کورتیکال انتخاب کرد. در هر سه شکل ذکر شده مشاهده می‌شود که کمترین مقادیر تنش بین گام ۰/۷ میلی‌متر و ۰/۸ میلی‌متر اتفاق افتاده است که با نتایج تحقیق کنگ و همکاران [۲] همخوانی داشت. برای کلیه طول‌ها و گام‌ها نسبت گام به طول ایمپلنت محاسبه شد و با در نظر گرفتن مقادیر تنش در مجموعه ایمپلنت-اباتمنت، استخوان کورتیکال و استخوان اسفنجی، کمترین مقادیر تنش بین بازه ۰/۰۵ تا ۰/۰۷ مشاهده شد و طول ۱۳ میلی‌متر و گام ۰/۷ میلی‌متر به عنوان حالت بهینه انتخاب گردید.

به منظور ارائه بهتر نتایج، کانتورهای تنش مربوط به همین طول و گام در نیروی محوری ۱۸۰ نیوتن نیز در شکل‌های (۷) تا (۹) آورده شده است. مشاهده شد که برای بار محوری مقادیر تنش‌ها در ایمپلنت-اباتمنت و استخوان کمتر و توزیع تنش نسبت به بار غیرمحوری بیشتر است که این نتیجه با نتایج تحقیق گوون<sup>۶</sup> و همکاران [۱۵] همخوانی داشت.



شکل (۱۲) تغییرات تنش در ایمپلنت-اباتمنت

آندراده<sup>۱</sup> در تحقیق خود ضمن بررسی روش‌های مختلف تجزیه و تحلیل ایمپلنت دندان، به خوبی صحت و نزدیک بودن نتایج روش المان محدود و نتایج حاصل از آزمایش تجربی را نشان داد [۱۳]. مردجی<sup>۲</sup> و همکاران [۱۲] نتیجه گرفتند که در بارگذاری‌های مختلف بیشترین مقادیر تنش مربوط به ایمپلنت-اباتمنت و منطقه‌ی گردن ایمپلنت است زیرا این قسمت تماس نزدیکی با نیروی اعمالی دارد و پس از آن بیشترین تنش‌ها در استخوان کورتیکال، و در ناحیه تماس این استخوان با ایمپلنت ایجاد شده است و کمترین مقادیر تنش، به دلیل پایین بودن مدول الاستیسیته در استخوان اسفنجی به وجود آمده است که با نتایج این تحقیق همخوانی داشت و در شکل‌های (۴) تا (۹) این نتایج دیده می‌شود.

در شکل‌های (۱۰) و (۱۱) با تغییرات گام بیشترین مقادیر تنش در طول ۸/۵ میلی‌متر و کمترین مقادیر تنش با در نظر گرفتن تنش‌ها در هر دو استخوان در طول ۱۱/۵ میلی‌متر و ۱۳ میلی‌متر مشاهده می‌شود. همچنین در شکل (۱۲) مشاهده می‌شود که بیشترین تنش مربوط به طول ۱۱/۵ میلی‌متر و گام ۰/۷ میلی‌متر و کمترین تنش مربوط به طول ۱۳ میلی‌متر و گام ۰/۷ میلی‌متر است، همان‌گونه که

<sup>3</sup> Seop Han

<sup>4</sup> Ausiello

<sup>5</sup> Kong

<sup>6</sup> Guven

<sup>1</sup> Andrade

<sup>2</sup> Merdji



[2]-Kong L., Zhao Y., Hu K., Li D., Zhou H., Wu Z., Liu B., Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis, *Advances in Engineering Software*, Vol. 40, 2009, pp. 474-478.

[3]-Gapski R., Neugeboren N., Pomeranz A.Z., Reissner M.W., Endosseous implant failure influenced by crown cementation: a clinical case report, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, Vol. 23, No. 5, 2008, pp. 943-946.

[4]-Misch C., Strong T., *Dental implant prosthetics*, 2<sup>nd</sup> Edition, Mosby, 2015.

[5]-Seop Han H., Design of new root-form endosseous dental implant and evaluation of fatigue strength using finite element analysis, University of Iowa, 2009.

[6]-Konda P., Tarannum S.A., Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics, *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences*, Vol. 16, No. 11, 2012, pp. 1-8.

[7]-Piccioni M.A.R.V., Campos E.A., Saad J.R.C., Andrade M.F.D, Galvão M.R, Rached A. A. Application of the finite element method in Dentistry, *Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, Vol. 10, No. 4, 2013, pp. 369-377.

[8]-Moeen F., Nisar S., Dar N., A Step by Step Guide to Finite Element Analysis Implantology, *Pakistan Oral & Dental Journal*, Vol. 34, 2014, pp. 164-169.

[9]-Lekholm U., Zarb G.A., In: Patient selection and preparation. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry, Branemark PI, Zarb G.A., Albrektsson T., editor. Chicago: *Quintessence Publishing Company*; 1985, pp. 199-209.

[10]-Pessoa R.S., Vaz L.G., Marcantonio E.J.r., Vander Sloten J., Duyck J., Jaecques S.V., Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols: computed tomography-based three-dimensional finite element analysis, *The International journal of oral & maxillofacial implants*, Vol. 25, No. 5, 2010, pp. 911-919.

## ۵- نتیجه گیری

با مقایسه نتایج ارائه شده در بخش های قبل می توان به

نتایج زیر رسید:

(۱) با تغییرات طول و گام، استخوان اسفنجی تغییرات تنش

بیشتری نسبت به استخوان کورتیکال از خود نشان می دهد.

(۲) طول و گام ایمپلنت نقش مهمی در محافظت از ایمپلنت دندان تحت نیروی محوری و غیرمحوری دارد.

(۳) نیروی غیرمحوری نسبت به نیروی محوری تنش بیشتر و توزیع تنش کمتری ایجاد می کند. بنابراین نیروی

غیرمحوری بحرانی تر است. نیروی غیر محوری می تواند در

هنگام جویدن غذا و بر اثر ضربه به دندانها به وجود آید.

(۴) برای انتخاب بهترین حالت توزیع تنش باید به تنش های ایجاد شده در استخوان توجه بیشتری شود.

(۵) برای ایمپلنت دندان، نسبت گام به طول ۰/۰۵ تا ۰/۰۷ برای طولها و گامهای ذکر شده، به عنوان حالت بهینه پیشنهاد می شود.

## ۶- فهرست علائم

| نام                | نماد     | واحد  |
|--------------------|----------|-------|
| بلندی یا عمق رزوه  | H        | (mm)  |
| پهنا یا ضخامت رزوه | W        | (mm)  |
| زاویه وجه رزوه     | $\alpha$ | (Deg) |
| طول ایمپلنت        | L        | (mm)  |
| گام رزوه ایمپلنت   | P        | (mm)  |
| مدول الاستیسیته    | E        | (GPa) |
| نسبت پواسون        | $\nu$    | -     |

## ۷- منابع

[1]-Reddy P.M., Thumati P., A 3-D finite element analysis of strain around end osseous threaded and non-threaded implant-opposing natural teeth with regular occlusion and altered occlusion: An in-vitro study, *Journal of Dental Implants*, Vol. 4, No. 1, 2014, pp. 53-61.

[11]-Shafi A.A., Abdul Kadir M.R., Sulaiman E., Abu Kasim N.H, Abu Kassim N.L., The Effect of Dental Implant Materials and Thread Profiles-A Finite Element and Statistical Study, *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, Vol. 3, 2013, pp. 1-5.

[12]-Merdji A., Bachir Bouiadjra B., Achour T., Serier B., Ould Chikh B., Feng Z.O., Stress analysis in dental prosthesis, *Computational Materials Science*, Vol. 49, No. 1, 2010, pp. 126-133.

[13]-Andrade J.P.D., Biomechanical simulation of the load distribution in dental implants, Faculty of Engineering, University of Porto, 2013.

[14]-Ausiello P., Franciosa P., Martorelli M., Watts D.C., Effects of thread features in osseointegrated titanium implants using a statistics-based finite element method, *dental materials*, Vol. 28, 2012, pp. 919-927.

[15]-Guven S., Atalay Y., Asutay F., Can Ucan M., Dundar S., Karaman T., Gunes N., Comparison of the effects of different loading locations on stresses transferred to straight and angled implantsupported zirconia frameworks: a finite element method study, *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 2015, pp. 1-7.