
مدل سازی تأثیر نیروی مایل بر توزیع تنش ایمپلنت دندانی به کمک آنالیز المان محدود

ثمین ترقی طلب^۱ ایلینا متولی^۲، سایانا رستمی^۳

۱- کارشناس مهندسی پزشکی

۲- کارشناس مهندسی پزشکی

۳- دکتری مهندسی پزشکی

چکیده

امروزه درمان به واسطه ایمپلنت های دندانی با وجود اینکه گاهی اوقات با شکست روبه رو می شود، اما از سوی دیگر به عنوان روشی اثربخش در نظر گرفته می شود. موفقیت ایمپلنت های دندانی به عوامل بیومکانیکی گوناگونی از جمله مدل بارگذاری، ویژگی متریال استفاده شده در ساخت ایمپلنت، شکل ظاهری ایمپلنت، کیفیت و کمیت استخوان پیرامون ایمپلنت، روش جراحی و همچنین زاویه اعمال نیرو وابسته است. هدف اصلی این تحقیق بررسی عملکردی و مناسب توزیع تنش است. آنالیز المان محدود، امکان بررسی توزیع تنش در سیستم ایمپلنت - استخوان را بدون ریسک و خطر و هزینه های اضافی کاشت ایمپلنت، فراهم می کند. این مقاله توزیع تنش وارده به وسیله اعمال نیروی مایل را در ۹ ساختار متنوع از ایمپلنت های دندانی و بافت استخوانی اطراف آن ها را به کمک آنالیز المان محدود، مورد بررسی قرار می دهد. متغیرهای ورودی این مطالعه شامل ساختار نوع رزوه و ارتفاع کولار است که اثر هر کدام از آن ها در نحوه توزیع تنش مورد مطالعه قرار گرفته است.

واژگان کلیدی: ارتفاع کولار، نیروی مایل، رزوه، آنالیز المان محدود، تنش های ون مایرز، ایمپلنت های دندانی.

۱ مقدمه

ایمپلنت‌های دندان‌دانی انقلابی در زمینه دندانپزشکی ترمیمی ایجاد نموده‌اند و راه‌حلی اطمینان‌بخش و ماندگار برای افرادی که دندان‌های خود را از دست داده‌اند، ارائه می‌دهد (Abraham, ۲۰۱۴). موفقیت و طول عمر ایمپلنت‌های دندان‌دانی به عوامل زیادی همچون ادغام استخوانی آن‌ها با استخوان اطراف (Kittur, Oak, Dekate, Jadhav, & Dhatrak, ۲۰۲۱) و یا مقاومتشان در برابر نیروهای مختلفی که به آن‌ها وارد می‌شود، بستگی دارد (Vollmer et al., ۲۰۲۰). در میان این عوامل، زاویه اعمال نیرو به ایمپلنت نیز نقش مهمی را در تعیین میزان توزیع تنش در مجموعه ایمپلنت-استخوان ایفا می‌کند (Forero, Castilla, & González-Estrada, ۲۰۱۹). به‌طور کلی عدم توجه به نحوه توزیع تنش بر روی ایمپلنت و استخوان این روش درمانی را با شکست مواجه می‌کند (Galagali et al., ۲۰۱۴). علاوه بر این، اعمال بارهای محوری و نیز، مایل، بر توزیع غلظت تنش بر اساس زاویه ایمپلنت تأثیر می‌گذارد (Rezende et al., ۲۰۱۵)؛ بنابراین، در کنار عوارض ناشی از محل ایمپلنت گذاری، روش جراحی و ترکیب استخوان (Chou, Jagodnik, & Müftü, ۲۰۰۸; Forero et al., ۲۰۱۹)، میزان و جهت تنش اعمال‌شده بر ایمپلنت‌های دندان‌دانی نیز می‌تواند بر روند بازسازی بافت استخوانی اطراف تأثیر بگذارد. ایمپلنت‌هایی که تحت فشارهای بیش‌ازحد قرار می‌گیرند ممکن است به‌خودی‌خود، باعث تحلیل موضعی استخوان، به خطر افتادن استخوان‌سازی و درنهایت شکست ایمپلنت شوند (Baggi, Cappelloni, Maceri, & Vairo, ۲۰۰۸)؛ بنابراین، توجه به تأثیر زاویه نیرو بر توزیع تنش، در تضمین موفقیت طولانی‌مدت ایمپلنت و رضایت بیمار بسیار مهم است (Castilla, Forero, & González-Estrada, ۲۰۱۹). موفقیت ایمپلنت دندان‌دانی به‌طور کلی تحت تأثیر عوامل بیومکانیکی گوناگونی شامل: نوع بارگذاری، خواص مواد مورد استفاده در ساخت ایمپلنت و پروتز، شکل ایمپلنت، ساختار سطح ایمپلنت، کیفیت و کمیت استخوان اطراف، ماهیت سطح تماس ایمپلنت-استخوان و روش جراحی است (Brunski, ۱۹۹۹).

تحقیقات علمی با تمرکز بر تأثیر زاویه نیرو، رفتار بیومکانیکی ایمپلنت‌های دندان‌دانی را روشن کرده است (Zhang et al., ۲۰۱۶). بررسی متغیرهای مذکور توسط داده‌های آزمایشگاهی، نیازمند صرف زمان و هزینه زیادی است، در نتیجه استفاده از نرم‌افزارهای شبیه‌سازی و نیز استفاده از روش آنالیز المان محدود (FEA)^۱، ضروری به‌نظر می‌رسد. روش المان محدود (FEM) یک روش عددی برای بررسی سازه‌هایی است که با روش‌های تحلیلی مرسوم نمی‌توان آن‌ها را حل کرد. آنالیز المان محدود به محققان این اجازه را می‌دهد تا الگوهای توزیع تنش-کرنش در استخوان اطراف ایمپلنت را پیش‌بینی کنند و برای مقایسه الگو و اندازه‌گیری میزان تنش در اطراف ایمپلنت‌ها با طول و قطرهای مختلف و شبیه‌سازی تحلیل تدریجی استخوان مورد استفاده قرار دهند (Sugiura et al., ۲۰۱۵). ژنگ^۲ و همکاران با استفاده از مدل‌سازی در نرم‌افزار CAD، مطالعاتی را در مورد الگوهای توزیع تنش و ارتباط آن با زاویه اعمال نیرو انجام داده‌اند (Zhang et al., ۲۰۱۶). فرو^۳ و همکاران نیز با استفاده روش المان محدود (FEM) و توموگرافی محوری کامپیوتری (CAT scan)، به بررسی رابطه زاویه اعمال نیرو و ماکزیمم تنش و کرنش وان میز پرده‌آخته‌اند (Forero et al., ۲۰۱۹). درنهایت، با توجه به اینکه نیروهای اعمال‌شده به دندان در حین جویدن بیشتر به‌صورت مایل اعمال می‌شوند می‌توان گفت بارگذاری مورب شرایط بارگذاری واقعی‌تر را شبیه‌سازی می‌کند. بر اساس مطالعات انجام‌شده گزارش شده است که حالت

^۱ Finite element analysis^۲ zhang^۳ Forero

بارگذاری مورب می‌تواند به بالاترین تنش محلی در استخوان بیانجامد (Skalak, ۱۹۸۳)؛ بنابراین در این مطالعه جهت بارگذاری سیستم از نیروی ۱۰۰ به صورت مایل با زاویه ۱۵ درجه استفاده شد (Luo, ۲۰۰۹).

مواد و روش‌ها

سامانه ایمپلنت‌های دندانی - بافت استخوانی، حاوی ابامنت، ایمپلنت، تاج پروتزی و بافت استخوانی پیرامون است. در این پژوهش، متغیرهای طراحی ایمپلنت، ساختار رزوه و ارتفاع کولار را شامل می‌شوند. انواع شکل‌های مرسوم رزوه، شامل رزوه دوزنقه‌ای، مربعی و باترس، در طراحی ایمپلنت‌های تحقیق مورد بررسی قرار گرفت. پارامترهای رزوه طبق استاندارد جهانی DIN انتخاب شدند. برای رزوه دوزنقه‌ای طول گام (P) برابر با ۰/۶ mm، عمق رزوه (H) برابر با P ۰/۵ و زاویه جانبی برابر با ۳۰ درجه انتخاب گردید. برای رزوه مربعی طول گام (P) برابر با ۰/۶ mm، عمق رزوه (H) برابر با P ۰/۵ و زاویه جانبی برابر با صفر درجه انتخاب گردید. برای رزوه باترس طول گام (P) برابر با ۰/۶ mm، عمق رزوه (H) برابر با P ۰/۷۵ و زاویه‌های جانبی θ_1 و θ_2 به ترتیب برابر با ۳ درجه و ۳۰ درجه انتخاب شدند. در این مطالعه ۳ نوع کولار با ارتفاع‌های صفر، ۱/۸ mm و ۲/۸ mm که به طور معمول در طراحی ایمپلنت‌های کمپانی استرومن بکار می‌روند، مورد بررسی قرار گرفت (کاتالوگ ۲۰۱۶ محصولات استرومن^۴). قطر و طول ایمپلنت برای تمامی مدل‌ها ثابت و به ترتیب برابر با ۴/۱ mm و ۱۴ mm انتخاب شدند (کاتالوگ ۲۰۱۶ محصولات استرومن).

همچنین شکل ابامنت برای تمامی مدل‌ها ثابت و از نوع مستقیم با قطر ۵ mm و ارتفاع لثه^۵ ۲/۸ mm انتخاب شد. (کاتالوگ ۲۰۱۶ محصولات استرومن). در این پژوهش مدل انتخاب شده برای استخوان احاطه‌کننده اطراف ایمپلنت بر اساس رفتار استخوان اسفنجی طراحی شده و استخوان کورتیکال^۶ در نظر گرفته نشد. بر اساس ساختارهای مختلف رزوه و ارتفاع کولار، ۹ مدل سیستم ایمپلنت دندانی طراحی و همراه بافت استخوانی اطراف آن‌ها به کمک مدل المان محدود، مورد تحلیل قرار گرفت (جدول ۱).

جدول ۱: نمونه ایمپلنت‌های به کار رفته در تحقیق

ردیف	نام تجاری	نوع ابامنت	نوع رزوه	ارتفاع کولار	نوع کولار	طول	قطر
۱	Straumann Bone Level implant Ø ۴,۱ mm ۱۴ mm ID Code ۰۲۱,۴۱۱۴	مستقیم	دوزنقه‌ای	۰	Regular CrossFit (Spazzin, Dos Santos, Sobrinho, Consani, & Mesquita)	۱۴ mm	۴/۱ mm
۲			مربعی	۰		۱۴ mm	۴/۱ mm
۳			باترس	۰		۱۴ mm	۴/۱ mm
۴			دوزنقه‌ای	۱/۸		۱۴ mm	۴/۱ mm

^۴ Straumann Product Catalog ۲۰۱۶, Straumann AG, Switzerland

^۵ Gingival Height

^۶ Cortical bone

۴/۱ mm	۱۴ mm	Regular Neck (Cornelissen & Knoop, ۲۰۰۸)	۱/۸	مربعی	Strau mmann Tissue Level implant Ø ۴,۱ mm ۱۴ mm ID Code ۰۳۳,۰۵۴S	۵
۴/۱ mm	۱۴ mm		۱/۸	باترس		۶
۴/۱ mm	۱۴ mm	Regular Neck (Cornelissen & Knoop, ۲۰۰۸)	۲/۸	ذوزنقه‌ای	Strau mmann Tissue Level ۱۴ mm implant Ø ۴ mm ID Code ۰۳۳,۵۳۴ S	۷
۴/۱ mm	۱۴ mm		۲/۸	مربعی		۸
۴/۱ mm	۱۴ mm		۲/۸	باترس		۹

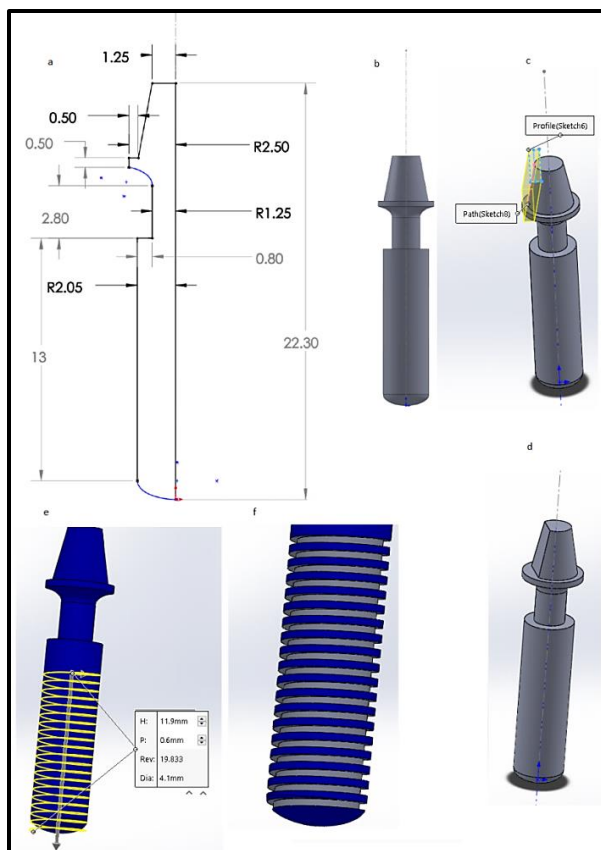
پایاده‌سازی مدل تحقیق در نرم‌افزار سالی‌دورکز

پایاده‌سازی مدل تحقیق در نرم‌افزار سالی‌دورکز^۷ در سه مرحله انجام شد که شامل طراحی ایمپلنت، بافت استخوانی اطراف و تاج بود و هر یک از موارد فوق بر اساس متغیرهای تحقیق، چندین بار طراحی شده‌اند که در این بخش به صورت نمونه یک مورد از هر مجموعه را تشریح خواهیم کرد (جدول ۱).

طراحی ایمپلنت

بر اساس داده‌های تحقیق، در محیط sketch مقطع ایمپلنت رسم و ابعادگذاری شد (شکل ۱a)، سپس در محیط features حول محور عمودی به مقدار ۳۶۰ درجه دوران داده شد تا شکل اولیه ایمپلنت ایجاد شود (شکل ۱b)، جهت اتصال بهتر تاج و ایمپلنت قسمتی از بالای ایمپلنت را به اندازه ۰.۵ میلی‌متر و با زاویه ۱۰ درجه برش دادیم برای این منظور profile را به صورت یک مستطیل ایجاد کرده و path را به صورت مسیر مستقیم با زاویه ۱۰ درجه ایجاد کردیم و از منوی cut sweep برش موردنظر ایجاد شد. (شکل ۱c) و d برای ایجاد پیچ بر روی ایمپلنت ابتدا یک مارپیچ به شعاع ۴/۱، طول ۱۱/۹ و طول گام ۰/۶ میلی‌متر انتخاب کردیم و بر روی ایمپلنت قرار دادیم (شکل ۱e) سپس یک مربع به ابعاد ۳ میلی‌متر ایجاد و با استفاده از منوی cuts weep و با انتخاب مارپیچ به عنوان path اقدام به تراش ایمپلنت و ایجاد پیچ کردیم (شکل ۱f).

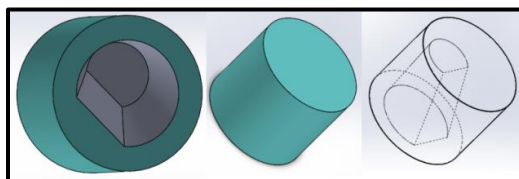
^۷ Solidworks



شکل ۱: مراحل طراحی ایمپلنت

طراحی تاج

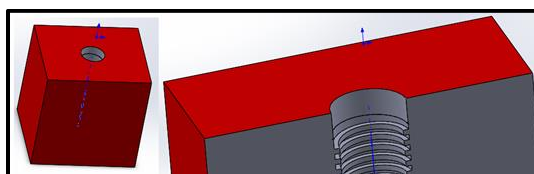
برای طراحی تاج ابتدا یک استوانه به قطر ۵ میلی متر ایجاد کردیم که مراحل طراحی مطابق ایمپلنت می باشد سپس قسمت اباتمنت را بر روی آن تصویر کرده و سپس از منوی cut loft و بر اساس پروفایل های تصویر شده داخل تاج را خالی کردیم (شکل ۲).



شکل ۲: مدل طراحی شده برای تاج

طراحی بافت استخوانی

برای طراحی بافت استخوانی ابتدا یک مستطیل به ابعاد 15×15 میلی متر ایجاد و سپس از منوی extrude به صورت مکعب آن را گسترش دادیم سپس یک سوراخ به قطر $4/1$ در آن ایجاد و مطابق مراحل طراحی ایمپلنت داخل این سوراخ را رزوه ایجاد می کنیم (شکل ۳).



شکل ۳: مدل طراحی شده برای بافت استخوانی اطراف

اعمال خواص مواد، شرایط مرزی و بارگذاری در نرم افزار آباکوس

خواص مواد استفاده شده در این تحقیق بر اساس (جدول ۲) و به شرح زیر انتخاب شده است:

جدول ۲: خواص مواد استفاده شده در تحقیق

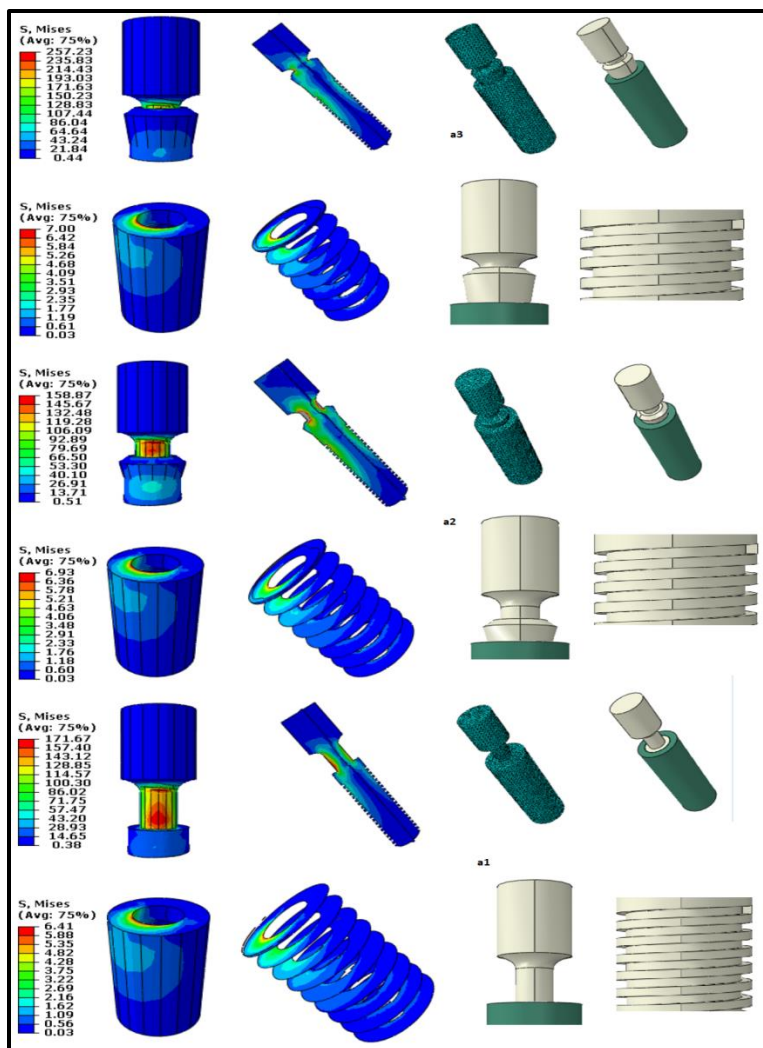
رفرنس	استحکام کششی MPa	ضریب پواسون	مدول یانگ MPa	ناحیه	مواد
(Rho, Ashman, & Turner, ۱۹۹۳)	۴۸۵	۰/۳۵	۱۰۲۰۰۰	ایمپلنت	تیتانیوم
(Gao, Zhang, Wei, & Fang, ۲۰۱۰)	۵۶	۰/۳	۶۹۰	فک	استخوان اسفنجی

جدول ۳: نحوه اتصال قسمت های مختلف مدل (Gao et al., ۲۰۱۰)

استخوان اسفنجی	ایمپلنت	اباتمنت	
-	merge	merge	تاج
-	merge	-	اباتمنت
Frictional ۰.۵	-	merge	ایمپلنت

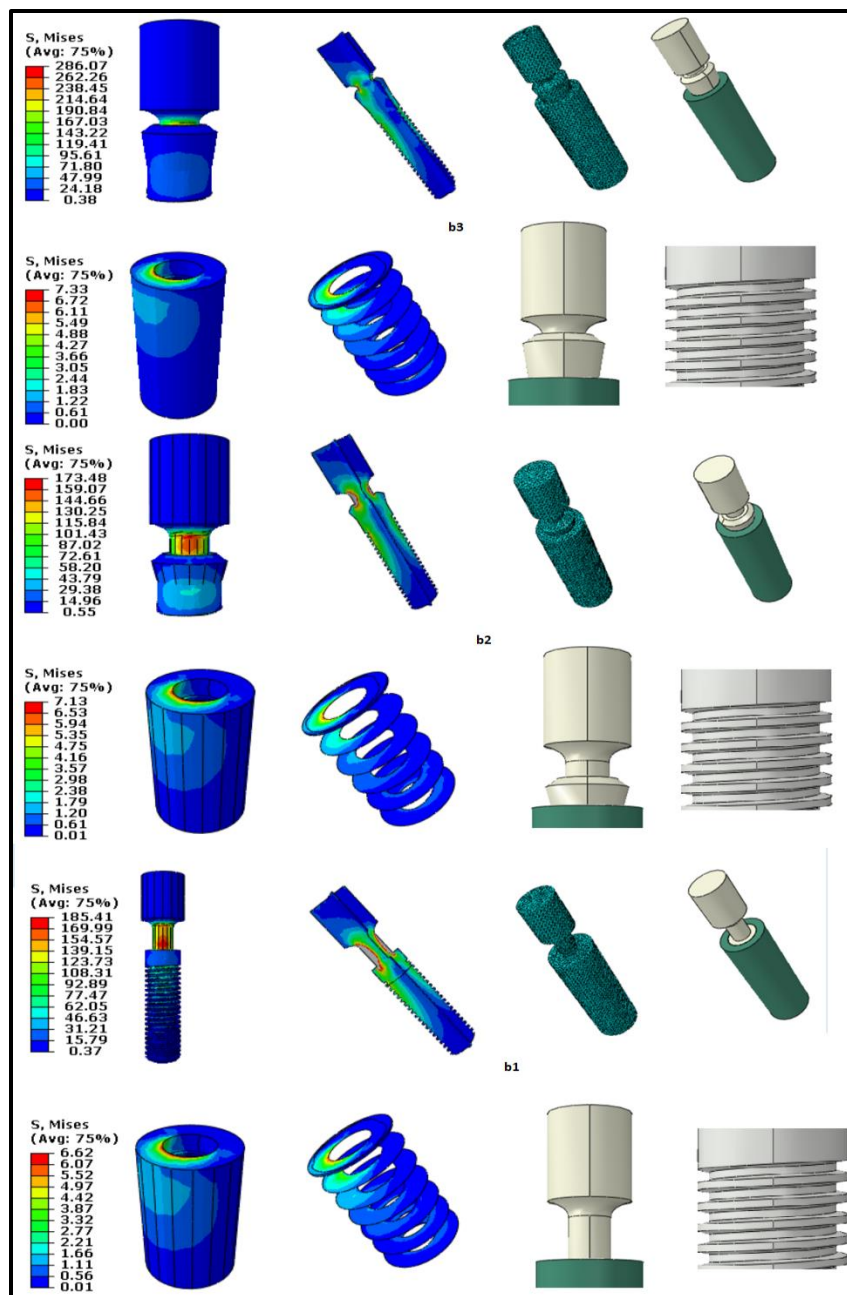
در این تحقیق به منظور بررسی تأثیر شکل رزوه و ارتفاع کولار در نحوه توزیع تنش در ایمپلنت و بافت استخوانی اطراف آن، نه مدل سه بعدی المان محدود از Z درجه به تاج، شبیه سازی و تنش های وان مایز در ایمپلنت و بافت استخوانی اطراف آن مورد بررسی قرار گرفت.

به منظور بررسی تأثیر شکل رزوه و ارتفاع کولار بر تنش اعمال شده بر ایمپلنت و بافت استخوانی اطراف آن، توزیع تنش در ایمپلنت های با سه شکل رزوه مربعی، دوزنقه ای و باترس با ارتفاع کولار صفر، ۱.۸ و ۲.۸ مورد ارزیابی قرار گرفت. در (شکل ۱) تا (شکل ۳) نتایج تحقیق نشان داده شده است.



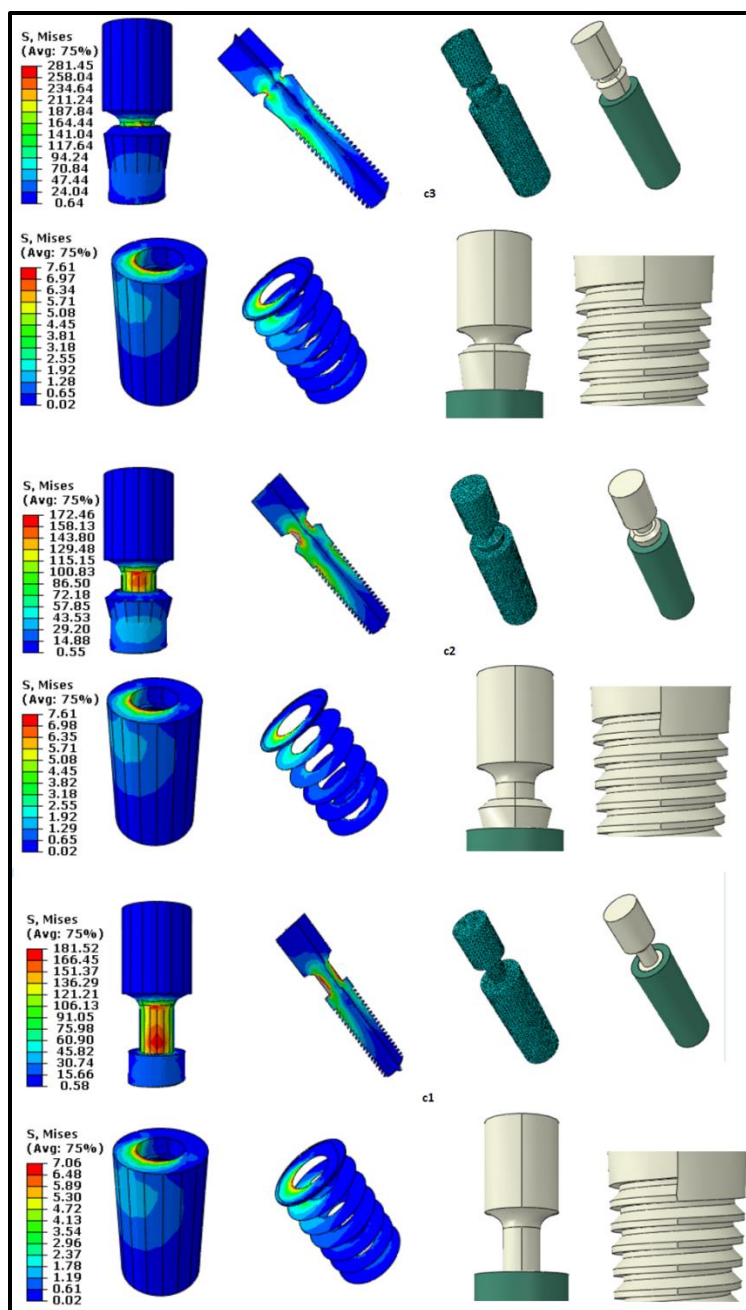
شکل ۴: بررسی توزیع تنش در ایمپلنت با رزوه مربعی به ازای ارتفاع کولار مختلف - a^3 ارتفاع کولار $2/8$ ، a^2 ارتفاع کولار $1/8$ و a^1 ارتفاع کولار صفر

ردیف اول از چپ به راست: توزیع تنش در ایمپلنت، نحوه مش‌بندی و هندسه مدل
ردیف دوم از چپ به راست: توزیع تنش در بافت استخوانی، نوع کولار و نوع رزوه



شکل ۵: بررسی توزیع تنش در ایمپلنت با رزوه دوزنقه‌ای به ازای ارتفاع کولار مختلف -b^۳ ارتفاع کولار ۲/۸، b^۲ ارتفاع کولار ۱/۸ و b^۱ ارتفاع کولار صفر

ردیف اول از چپ به راست: توزیع تنش در ایمپلنت، نحوه مش بندی و هندسه مدل
ردیف دوم از چپ به راست: توزیع تنش در بافت استخوانی، نوع کولار و نوع رزوه



شکل ۶: بررسی توزیع تنش در ایمپلنت با رزوه باترس و بافت استخوانی

به ازای ارتفاع کولار مختلف -b^۳ ارتفاع کولار ۲.۸، b^۲ ارتفاع کولار ۱.۸ و b^۱ ارتفاع کولار صفر

ردیف اول از چپ به راست: توزیع تنش در ایمپلنت، نحوه مش بندی و هندسه مدل

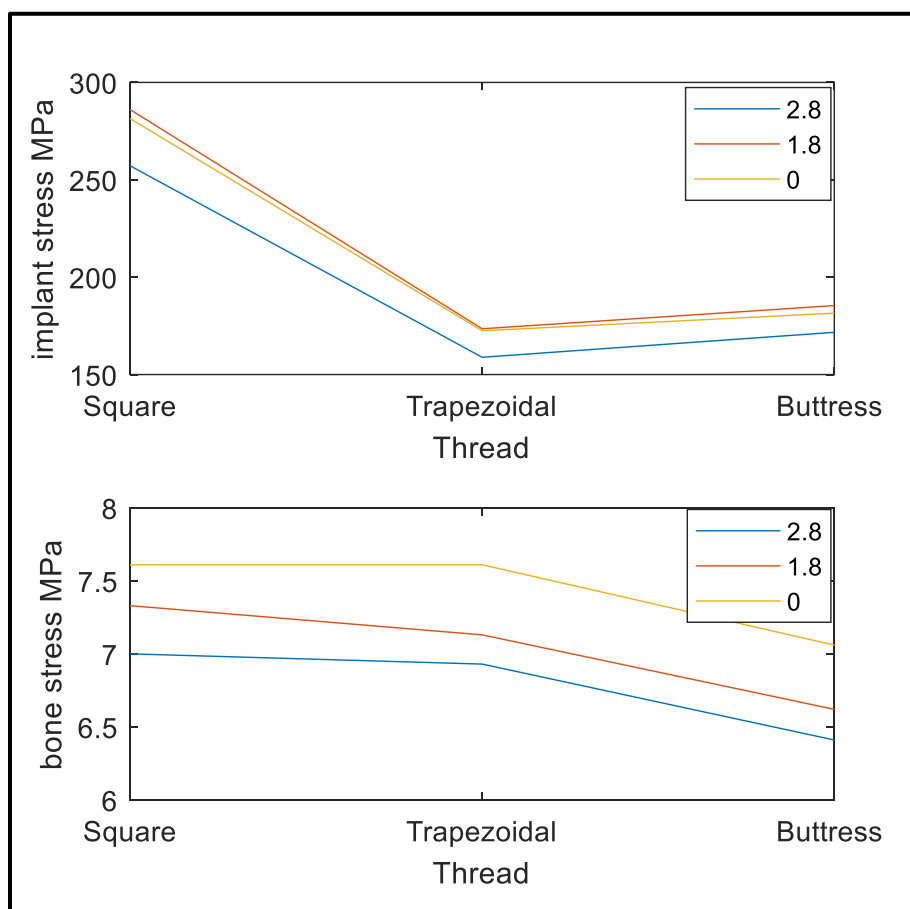
ردیف دوم از چپ به راست: توزیع تنش در بافت استخوانی، نوع کولار و نوع رزوه

نتیجه گیری

نتایج حاصل از تحقیق در (جدول ۴) و (شکل ۴) خلاصه شده است.

جدول ۴: نتایج حاصل از توزیع تنش ماکزیمم وان مایز در بافت استخوانی و ایمپلنت

		نوع رزوه			نوع رزوه			
		مربعی	دو زنقه‌ای	باترس	مربعی	دو زنقه‌ای	باترس	
ارتفاع کولار		تنش ماکزیمم در ایمپلنت مگاپاسکال			تنش ماکزیمم در بافت استخوانی مگاپاسکال			
		۲/۸	۲۵۷/۲۳	۲۸۶/۰۷	۲۸۱/۴۵	۷	۷/۳۳	۷/۶۱
		۱/۸	۱۵۸/۸۷	۱۷۳/۴۸	۱۷۲/۴۶	۶/۹۳	۷/۱۳	۷/۶۱
		۰	۱۷۱/۶۷	۱۸۵/۴۱	۱۸۱/۵۲	۶/۴۱	۶/۶۲	۷/۰۶



شکل ۷: مقایسه توزیع تنش در ایمپلنت و استخوان به ازای متغیرهای تحقیق

اعتبار سنجی نتایج

استایگنکا^۸ و همکاران نیز، مطالعه‌ای بر روی حیوانات انجام دادند و به این نتیجه رسیدند که ایمپلنت‌های رزوه مربعی نسبت به طرح‌های رزوه دوزنقه‌ای و باترس در سطح تماس استخوان با ایمپلنت، عملکرد بهتری دارند (Steigenga, Al-Shammari, Misch, Nociti Jr, & Wang, ۲۰۰۴). طبق نتایج به‌دست‌آمده در این تحقیق نیز مشخص شد که ایمپلنت‌هایی با ارتفاع کولار صفر و ۱/۸، با شکل رزوه مربعی نسبت به رزوه دوزنقه‌ای و باترس، دارای تمرکز تنش کمتری در اباتمنت بوده و مقدار تنش ایجادشده در بافت استخوانی اطراف در این نوع رزوه تفاوت چندانی با شکل رزوه دوزنقه‌ای و باترس ندارد. همچنین در این تحقیق، ایمپلنت‌هایی با ارتفاع کولار ۲/۸ موردبررسی قرار گرفت و مشخص گردید که برای این نوع ایمپلنت‌ها، شکل رزوه مربعی مناسب نبوده و رزوه باترس مناسب‌تر است.

گنج و گروه همکاران با استفاده از آنالیز المان محدود (FEA) نشان دادند که طرح‌های رزوه V شکل و رزوه مربعی تفاوت چندانی در توزیع تنش در استخوان غشائی ندارند. به همین دلیل مدل انتخاب‌شده برای استخوان احاطه‌کننده اطراف ایمپلنت بر اساس رفتار استخوان اسفنجی طراحی‌شده و استخوان کورتیکال در نظر گرفته نشد. مشخص گردید که شکل رزوه

باترس کمترین مقدار تنش در بافت استخوان اسفنجی ایجاد کرده و پس‌از آن، شکل رزوه دوزنقه و مربعی به ترتیب در جایگاه بعدی قرار دارند.

دوس سانتوس^۹ و همکارانش، یک مطالعه المان محدود سه‌بعدی انجام دادند تا توزیع تنش را در ایمپلنت‌های بدون کولار و دارای کولار بررسی و مقایسه نمایند و به این نتیجه رسیدند که ایمپلنت دارای کولار، مقدار تمرکز تنش بیشتری را در مقایسه با ایمپلنت بدون کولار نشان می‌دهد (Spazzin et al., ۲۰۱۱). در این تحقیق نیز مشخص گردید که با افزایش ارتفاع کولار مقدار تنش ایجادشده در اباتمنت افزایش می‌یابد و ارتفاع کولار صفر دارای کمترین مقدار تنش در اباتمنت بوده و ارتفاع کولار ۱/۸ دارای بیشترین مقدار تنش در اباتمنت است.

^۸ Steigenga

^۹ Dos Santos

منابع

- Abraham, Celeste M. (۲۰۱۴). Suppl ۱: A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *The open dentistry journal*, 8, ۵۰.
- Baggi, Luigi, Cappelloni, Ilaria, Maceri, Franco, & Vairo, Giuseppe. (۲۰۰۸). Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 16(۸), ۹۷۱-۹۸۷.
- Brunski, John B. (۱۹۹۹). In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Advances in dental research*, 13(۱), ۹۹-۱۱۹.
- Castilla, R, Forero, L, & González-Estrada, OA. (۲۰۱۹). *Comparative study of the influence of dental implant design on the stress and strain distribution using the finite element method*. Paper presented at the Journal of Physics: Conference Series.
- Chou, Hsuan-Yu, Jagodnik, John J, & Müftü, S. (۲۰۰۸). Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *Journal of biomechanics*, 41(۶), ۱۳۶۵-۱۳۷۳.
- Cornelissen, Sjef, & Knoop, Martine. (۲۰۰۸). Lighting Design: Creating A Less Intimidating Hospital Experience. *World Health Design*, 1, ۶۳-۶۷.
- Forero, L, Castilla, R, & González-Estrada, OA. (۲۰۱۹). *Effect of force angle on the strain distribution of osseointegrated dental implants*. Paper presented at the Journal of Physics: Conference Series.
- Galagali, Girish, Reddy, E Srinivas, Nidawani, P, Behera, SSP, Preetham, P, & Sarpangala, M. (۲۰۱۴). Implant failures: A comprehensive review. *Int J Prev Clin Dent Res*, 1(۱), ۱۱-۱۷.
- Gao, Fei, Zhang, En-wei, Wei, Shi-cheng, & Fang, Jing. (۲۰۱۰). Analysis of static force and fatigue between thread structure of dental implant and contact surface. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*, 14(۳۰), ۵۵۳۱.
- Kittur, Nidhi, Oak, Radhika, Dekate, Deepali, Jadhav, Saakshi, & Dhatrik, Pankaj. (۲۰۲۱). Dental implant stability and its measurements to improve osseointegration at the bone-implant interface: A review. *Materials Today: Proceedings*, 43, ۱۰۶۴-۱۰۷۰.
- Luo, C. (۲۰۰۹). Effects of different shape of occlusal screws on stability for single implant-supported crowns. *Chinese Journal of Oral Implantology*, 14(۲), ۴۴-۴۷.
- Rezende, Carlos Eduardo Edwards, Chase-Diaz, Melody, Costa, Max Doria, Albarracin, Max Laurent, Paschoeto, Gabriela, Sousa, Edson Antonio Capello, . . . Borges, Ana Flávia Sanches. (۲۰۱۵). Stress distribution in single dental implant system: three-dimensional finite element analysis based on an in vitro experimental model. *Journal of Craniofacial Surgery*, 26(۷), ۲۱۹۶-۲۲۰۰.
- Rho, Jae Young, Ashman, Richard B, & Turner, Charles H. (۱۹۹۳). Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of biomechanics*, ۲۶(۲), ۱۱۱-۱۱۹.
- Skalak, Richard. (۱۹۸۳). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 49(۶), ۸۴۳-۸۴۸.
- Spazzin, Aloísio O, Dos Santos, Mateus Bertolini Fernandes, Sobrinho, Lourenço Correr, Consani, Rafael Leonardo X, & Mesquita, Marcelo F. (۲۰۱۱). Effects of horizontal misfit and bar framework material on the stress distribution of an overdenture-retaining bar system: A ۳D finite element analysis. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(۷), ۵۱۷-۵۲۲.
- Steigenga, Jennifer, Al-Shammari, Khalaf, Misch, Carl, Nociti Jr, Francisco H, & Wang, Hom-Lay. (۲۰۰۴). Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *Journal of periodontology*, 75(۹), ۱۲۳۳-۱۲۴۱.

- Sugiura, Tsutomu, Yamamoto, Kazuhiko, Kawakami, Masayoshi, Horita, Satoshi, Murakami, Kazuhiro, & Kirita, Tadaaki. (۲۰۱۵). Influence of bone parameters on peri-implant bone strain distribution in the posterior mandible. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, 20(۱), e۶۶.
- Vollmer, Andreas, Saravi, Babak, Lang, Gernot, Adolphs, Nicolai, Hazard, Derek, Giers, Verena, & Stoll, Peter. (۲۰۲۰). Factors influencing primary and secondary implant stability—a retrospective cohort study with ۵۸۲ implants in ۲۷۲ patients. *Applied Sciences*, 10(۲۲), ۸۰۸۴.
- Zhang, Gong, Yuan, Hai, Chen, Xianshuai, Wang, Weijun, Chen, Jianyu, Liang, Jimin, & Zhang, Peng. (۲۰۱۶). A three-dimensional finite element study on the biomechanical simulation of various structured dental implants and their surrounding bone tissues. *International Journal of Dentistry*, 2016.