نهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران
تهران ۱۲-۱۰ اسفند ماه ۱۳۷۸
دانشگاه علم و صنعت ایران

بررسی اثر تغییر نوع پوشش ایمپلنتهای دندانی و ضخامت آنها درتنش ماکزیمم ایجاد شده در سطح تماس ایمپلنت-پوشش و سطح تماس پوشش-استخوان به روش اجزاء محدود

خلیل فرهنگ دوست
علی قانعی
استادیار دانشکده مهندسی دانشگاه فردوسی مشهد
دانشجوی کارشناسی ارشد مکانیک گرایش طراحی کاربردی دانشگاه فردوسی مشهد
مشهد مقدس-دانشگاه فردوسی مشهد-دانشکده مهندسی-گروه مکانیک

چکیده

استفاده از پوشش های سرامیکی در ایمپلنت های دندانی بعلت دلایل زیادی از جمله سازش سریع با استخوان،فقدان بافت فیبری در محل اتصال پوشش-ایمپلنت واتصال ایمپلنت-استخوان محکم تر، بصورت عمومی درآمده است. [۱]در بین این پوشش ها ،هیدرواکسی اپاتیت (HydroxyApatite) و فلوراپاتیت (FluorApatite) استفاده بیشتری دارند.در مقاله حاضر با استفاده از تحلیل تنش به روش اجزاءمحدود وبصورت دوبعدی(Axisymetric)ایمپلنت های Dyna وIMZدر حالت های مختلف با پوشش HA و FA با ضخامتهای ۱۰۰ ،۶۵و۳۳ میکرون مدلسازی شداند.

نتایج تحلیل تنش نشان دادکه درایمپلنتDyna تنش ماکزیمم درسطح تماس ایمپلنت-پوشش وسطح تماس پوشش-استخوان با افزایش ضخامت پوشش کاهش می یابد.همچنین درشرایط یکسان تنش ماکزیمم درایمپلنت با پوشش FAکمتراز همان ایمپلنت باپوشش HAبود.اما تنش ماکزیمم درسطح تماس ایمپلنت-پوشش وسطح تماس پوشش-استخوان درایمپلنت با پوشش FAبیشترازهمان ایمپلنت با پوشش HAبود،اما در ایمپلنتIMZتنش ماکزیمم ایجادشده در ایمپلنت با تغییر نوع پوشش وضخامت آن ،هیچ تغییری نداشت.

مقدمه

بشر همواره دچار مشکل ترمیم اعضاء و اجزایی ا ز بدن خود بوده است که در نتیجه حادثه یا بیماری ازدست رفته اند.در این میان جایگزینی دندانهای از دست رفته نیز بدلایلی همچون برگرداندن زیبایی وفانکشن ،مورد نظر بوده است.

در این میان پیدایش ایمپلنتهای دندانی،مشکلات بسیاری از بیماران نیازمند پروتزرابطورچشمگیری کاهش داده است.نقصان گیروثبات،توزیع تنش نا مطلوب وعواقبی همچون تحلیل استخوان نشستگاه پروتزهای متحرک از یکسو ونیاز به تراش دندانهای پایه و عواقبی همچون درگیری پالت و مشکلات بهداشتی،درپروتزهای ثابت وخصوصاًبریج هاازطرف دیگر،تمایل به درمان با ایمپلنت های دندانی را افزایش داده است،که این خود نیزموفقیتی درازمدت است.تحقیقات موثرپرفسورBranemarkوهمکارانش بر روی ایمپلنت ها وخصوصاًOsseointegration،عملکرد را برای بیماران بی دندان تغییرداد.با این حال کاربرد ایمپلنت های دندانی هیچگاه بدون مشکل نبوده است.

در حال حاضر بیش از۲۵ نوع مختلف از ایمپلنت های داخل استخوانی سیلندریک با پوششهای سرامیکی ازجنسهای مختلف و با ضخامت های متفاوت یا بدون پوشش موجود است که این خود نیز مشکلاتی را در انتخاب سیستم مطلوب مطابق با استانداردهای رایج،نیازهای دندانپزشک وامکانات بیمار فراهم آورده است.

علیرغم پیشرفتهایی که درزمینه طراحی وساخت ایمپلنتهای داخل استخوانی صورت گرفته، انتقال نیروهای فانکشنال به استخوان از طریق ایمپلنت با یک دندان طبیعی دارای پریودنشیم سالم ،تفاوت دارد.در دندانهای طبیعی ،پریودنتال لیگامان (PDL)بعنوان یک جزءبالشتکی و حد- واسط عمل میکند.اما در ایمپلنتهای Osseointegrat نیروهای اکلوزالی مستقیما به استخوان حمایت کننده منتقل می شوند که در این میان ایمپلنت هیچگونه حرکت محسوسی در استخوان ندارد، ازاین جهت در ایمپلنت های Osseointegrate توزیع یکنواخت تنش، درتمام نقاط تماس ایمپلنت با استخوان اهمیت بیشتری پیدا میکند. برای نیل به این هدف و هم چنین افزایش سطح تماس وافزایش استحکام اتصال ایمپلنت با استخوان استفاده از پوششهای سرامیکی ازجمله هیدرواکسی اپاتیت(Hydroxyapatite) وبتازگی فلوروراپاتیت(Fluorapatite) با ضخامت های متفاوت مورد توجه بوده است.دراین حال دانستن اینکه در یک ایمپلنت با پوشش، چه ضخامت پوششی وچه جنس پوششی تمرکزتنش کمتری در ایمپلنت،در سطح تماس ایمپلنت-پوشش،در سطح تماس پوشش-استخوان و دراستخوان اطراف ایمپلنت ایجاد می کند از اهمیت ویژه ای برخورداراست که تاکنون به آن پرداخته نشده است.

مواد و روشها

در این مطالعه دو نوع ایمپلنت داخل استخوانی با اسامی زیر مورد بررسی قرار گرفتند.

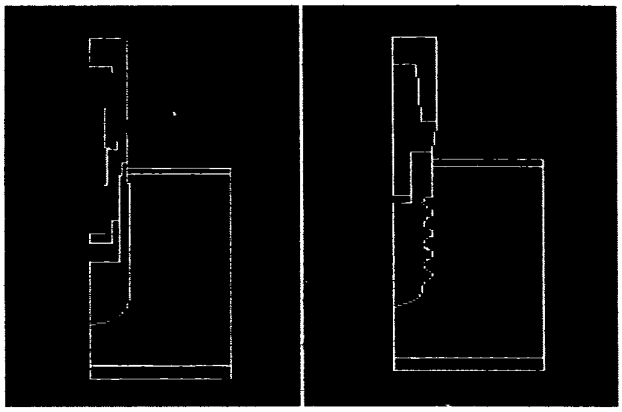
Dyaa(Dyna Dental Engineering Netherland)
IMZ(Friatec AG –Mannheim –Germany)

طرحها و تصاویر مربوط به هر یک از ایمپلنتها از دستور العمل و بروشور کارخانه سازنده آن تهیه و ابعاد دقیق آن بدست آمد. ابعاد واقعی ایمپلنتهایی که در این مطاله مورد بررسی قرار گرفته اند در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱-مشخصات دو نوع ایمپلنت مورد مطالعه

نوع ایمپلنت	طول(mm)	قطر(mm)	ارتفاع TIE(mm)
Dyna	۱۰	۳	۲
IMZ	۱۱	٤	۲

طرحSuper-structure,TIEروی ایمپلنت و پیچ محکم کننده آن (Fastening Screw) به طرح قبلی Fixture اضافه شد، بطوریکه Super-Structure به فرم یک استوانه به طول ٦میلی مترو به قطر ٤ میلی متر در نظر گرفته شد. استخوان اطراف Fixture ایمپلنت به صورت یک بلوک مربع به ارتفاع و عرض ۱۵ میلیمتر با حاشیه ای از استخوان کورتیکال به ضخامت ۵/ میلیمتر در بالا و ۱میلیمتر در پایین در نظر گرفته شد .در تمام طرحها لبه فوقانیFixture ،۵/۰میلیمتر بالاتر از لبه کرست استخوان آلوئول قرار دارد(شکل ۱) .



شکل ۱:طرح ایمپلنت های موردمطالعه واجزای متصل به آن در قطعه أی از استخوان فک بصورت Axisymetric- از چپ به راست:IMZ وDyna

هر یک از ایمپلنت های یادشده درشرایط زیر مدل سازی شدند.

۱- ایمپلنت IMZ با پوشش HA باضخامت ۱۰۰ میکرون.
۲- ایمپلنت IMZ با پوشش FA با ضخامت ۱۰۰ میکرون.
۳- ایمپلنت IMZ با پوشش HA با ضخامت ٦۵ میکرون.
٤- ایمپلنت IMZ با پوشش FA با ضخامت ٦۵ میکرون.
۵- ایمپلنت IMZ با پوشش HA با ضخامت ۳۳ میکرون.
٦- ایمپلنت IMZ با پوشش FA با ضخامت ۳۳ میکرون.
۷- ایمپلنت Dyna با پوشش HA با ضخامت ۱۰۰ میکرون.
۸-ایمپلنت Dyna با پوشش FA با ضخامت ۱۰۰ میکرون.
۹- ایمپلنت Dyna با پوشش HA باضخامت ٦۵ میکرون.
۱۰- ایمپلنت Dyna با پوشش FA باضخامت ٦۵ میکرون.
۱۱- ایمپلنت Dyna با پوشش HA باضخامت ۳۳ میکرون.
۱۲ - ایمپلنت Dyna با پوشش FA باضخامت ۳۳ میکرون.

برای تحلیل تنش سیستمهای فوق،از نرم افزارNISA استفاده شد.سیستمهای فوق بصورت دوبعدی با استفاده از المانهای Axisymetric مدلسازی شدند.تمام مواد بصورت همگن،ایزتروپیک و الاستیک خطی در نظرگرفته شدند.خصوصیات مواد از قبیل ضریب کشسانی(E) و Poisson's Ratio از مراجع مختلف بدست آمدند.جدول۲مشخصات مواد بکاررفته درطرحهای مورد آزمایش را نشان میدهد. تمام مدلها تحت نیروی عمودی ۱۷۰نیوتون قرار گرفتند و سپس تحلیل شدند[۷].

جدول۲-خصوصیات مکانیکی مواد بکاررفته

مرجع	Poissonυ Ratio	E(MPa)	جنس ماده
۲	۰/۳۵	۱۱۵۰۰	تیتانیوم
۳	۰/۳	۱۳۷۰	استخوان اسفنجی
٤	۰/۳	۱۳۷۰۰	استخوان متراکم
۲	۰/۳۵	۹٦٦۰۰	طلا
۲	۰/۳۵	۳٤٤۷	POM
۵	۰/۲۷	۱۱۷۰۰۰	HA
٦	۰/۲۸	۱٤۸۰۰۰	FA

نتایج

الف-ایمپلنت Dyna

درتمام مدلها تنش ماکزیمم ایجاد شده در ایمپلنت، درعمق اولین فررفتگی دیواره آن ودر انتهای پیچ محکم کننده بودوتنش ماکزیمم ایجاد شده درسطح تماس ایمپلنت-پوشش وسطح تماس پوشش استخوان، درعمق اولین فررفتگی دیواره ایمپلنت بوجود آمده بود.

نتایج تحلیل تنش مدلهای مختلف ایمپلنتDyna در جدول ۳و٤ نشان داده شده است.

جدول۳ . تنشهای ایجادشده در ایمپلنت Dyana با پوششHA

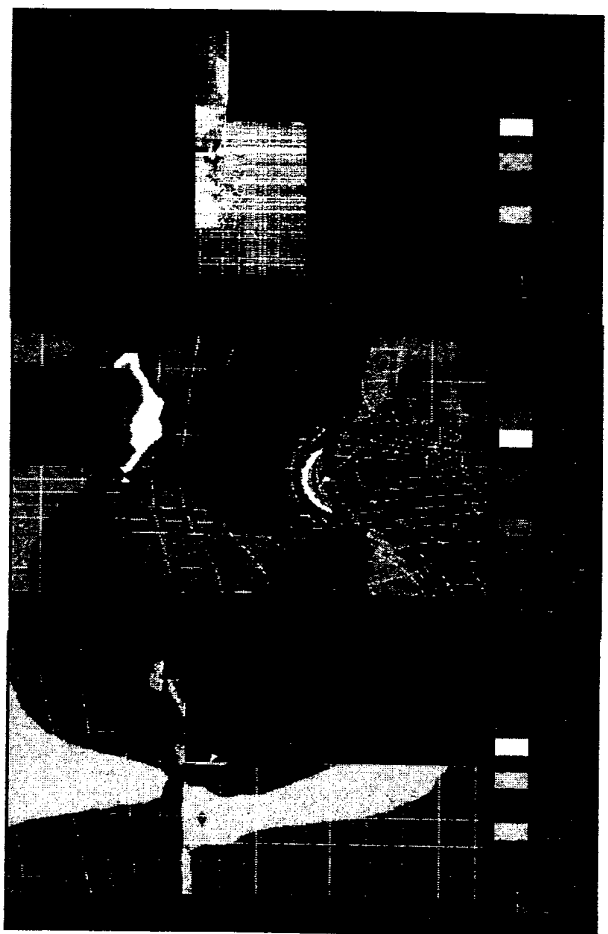
ضخامت پوشش	A(MPa)	B(Mpa)	C(MPa)	D(MPa)
۳۳ میکرون	٤۳/٦	۳۰/۸۷	۲۰/٤۸	۲۳/٦۳
٦۵ "	٤۱/۷۵	۲٤	۱۸/۹۵	۲۲/۹
۱۰۰ "	٤۰/۵۲	۲۰/۲۸	۲۰/۲۸	۲۰/۰۳

A =تنشVon Mises ماکزیمم در ایمپلنت B=تنشVon Mises ماکزیمم در سطح تماس ایمپلنت-پوشش C= تنشVon Mises ماکزیمم در سطح تماس پوشش-استخوان D= تنش Von Mises ماکزیمم در استخوان اطراف ایمپلنت.

جدول٤ . تنشهای ایجادشده در ایمپلنت Dyna با پوششFA .

ضخامت پوشش	A(MPa)	B(Mpa)	C(MPa)	D(MPa)
۳۳ میکرون	٤۲/۷٤	۳۲/۵٤	۲٤/٤٤	۲۵/٤٤
٦۵ "	٤۱/۲	۲۵/۵٦	۲۳/۵٦	۲۵/۲
۱۰۰ "	۳۹/۸۱	۲۱/۷۷	۲۲/۷۷	۱۹/۹۳

بعنوان مثال تنشهای حاصل از بارگذاری عمودی ایمپلنت Dyna با پوشش FAبا ضخامت ۱۰۰میکرون در شکل ۲ آمده است.



شکل ۲-از بالا به پایین ۱- الگوی تنش ایجادشده در ایمپلنتDyna به همراه اجزاء سازنده۲- محل تنش ماکزیمم درسطح تماس ایمپلنت-پوشش وسطح تماس پوشش-استخوان(رزوه فوقانی ایمپلنت). ۳- محل تنش ماکزیمم در استخوان اطراف ایمپلنت، قسمت فوقانی Fixture در تماس بااستخوان.

با توجه به مقادیر تنش ها درجداول۴,۳ نتایج زیر بدست می آید

۱-با افزایش ضخامت پوشش ایمپلنت صرفنظرازجنس پوشش مقادیرتنش ماکزیمم در ایمپلنت،در سطح تماس ایمپلنت-پوشش،در سطح تماس پوشش-استخوان ودر استخوان احاطه کننده ایمپلنت کاهش می یابد.

۲- در حالتی که ضخامت پوشش ایمپلنت ثابت است،درایمپلنت با پوشش فلوروراپاتیت مقدار تنش ماکزیمم ایجادشده در ایمپلنت کمتراست از همان ایمپلنت با پوشش هیدرواکسی اپاتیت.

۳-در حالتی که ضخامت پوشش ایمپلنت ثابت است،درایمپلنت با پوشش فلوروراپاتیت مقدار تنش ماکزیمم ایجادشده در سطح تماس ایمپلنت-پوشش ،سطح تماس پوشش-استخوان وهمچنین دراستخوان اطراف ایمپلنت همواره بیشتر است از همان ایمپلنت با پوشش هیدرواکسی اپاتیت.

٤- میزان تمرکز تنش درخود پوشش ایمپلنت، در ایمپلنت باپوشش فلوروراپاتیت خیلی بیشتر است ازهمان ایمپلنت با پوشش هیدرواکسی اپاتیت.

ب – ایمپلنت IMZ

نتایج تحلیل تنش مدلهای مختلف ایمپلنتIMZ درجدول۵ و٦ نشان داده شده است.

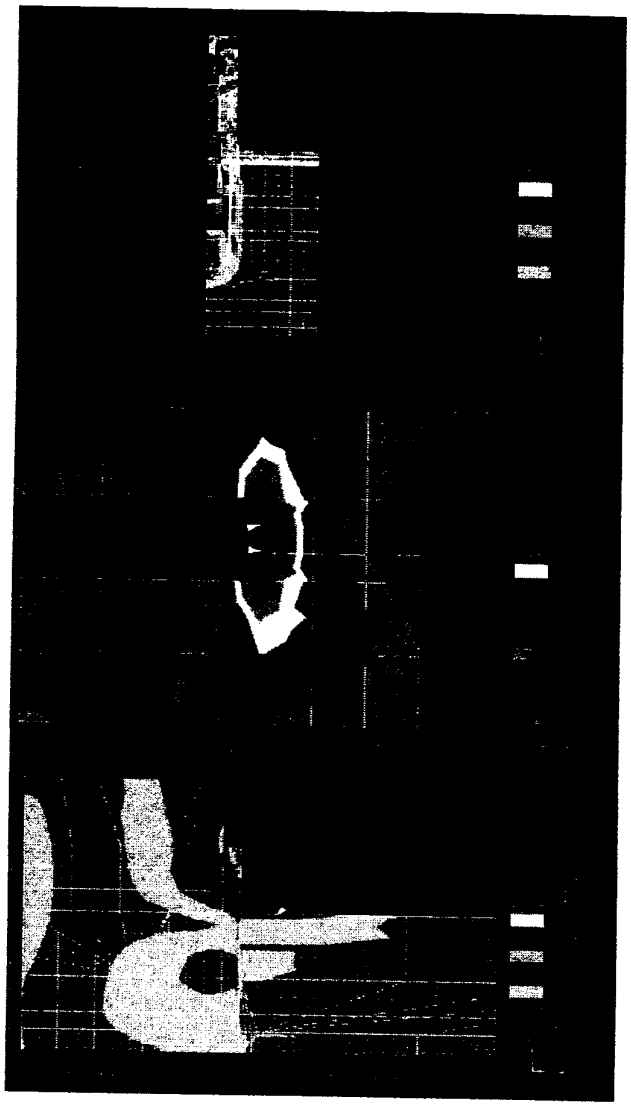
جدول۵ . تنشهای ایجادشده در ایمپلنت IMZ با پوششHA

ضخامت پوشش	A(MPa)	B(Mpa)	C(MPa)	D(MPa)
۳۳ میکرون	٦۳/۱۸	۲۳/٤	۲۰/۱	۲۰/۳
٦۵ "	٦۳/۱۸	۲۳/۲	۱۸/۰۸	۲۱/۳
۱۰۰ "	٦۳/۱۸	۲۰/۵۸	۱۲/۵۷	۱۱/۵۷

جدول٦ . تنشهای ایجادشده در ایمپلنت IMZ با پوششFA .

ضخامت پوشش	A(MPa)	B(Mpa)	C(MPa)	D(MPa)
۳۳ میکرون	٦۳/۱۸	۲۷/۱	۲۱	۲۰/۳
٦۵ "	٦۳/۱۸	۲۸/۲	۲۱/۳	۲۱/۳
۱۰۰ "	٦۳/۱۸	۲۷	۱۵/۱	۱۳/۵

بعنوان نمونه تنشهای حاصل از بارگذاری عمودی برای ایمپلنت IMZ با پوشش HAبا ضخامت ۱۰۰میکرون در شکل۳آمده است.



شکل۳- از بالا به پایین: ۱- الگوی تنش ایجادشده در ایمپلنتIMZ به همراه اجزاء سازنده۲-محل تنش ماکزیمم در ایمپلنت.(قسمت فوقانی پیچ محکم کننده) ۳- محل تنش ماکزیمم در استخوان اطراف ایمپلنت، قسمت فوقانی Fixture در تماس بااستخوان ،درسطح تماس ایمپلنت-پوشش وسطح تماس پوشش-استخوان.

با توجه به مقادیر تنش ها در جداول۵,٦نتایج زیر بدست می آید

۱-با افزایش ضخامت پوشش ایمپلنت، صرفنظرازجنس پوشش مقدارتنش ماکزیمم در ایمپلنت تغییری نمیکند.امادر سطح تماس ایمپلنت-پوشش و در سطح تماس پوشش-استخوان، در ایمپلنت با پوشش هیدرواکسی اپاتیت مقدار تنش ماکزیمم کاهش میابد اما در ایمپلنت با پوشش فلوروراپاتیت تغییرات تنش یکنواخت نیست

بطوریکه تنش ماکزیمم در سطح تماس ایمپلنت-پوشش و در سطح تماس پوشش-استخوان،در ایمپلنت با ضخامت پوشش ٦٥ میکرون بیشترین مقدار و در ایمپلنت با ضخامت پوشش ۱۰۰میکرون کمترین را داراست .

۲- تنش ماکزیمم ایجادشده در استخوان احاطه کننده ایمپلنت در هر دونوع پوشش، در ایمپلنت باضخامت پوشش ٦٥ میکرون بیشترین مقدار و در ایمپلنت با ضخامت پوشش ۱۰۰میکرون کمترین مقداررا داراست.

۳-در حالتی که ضخامت پوشش ایمپلنت ثابت است،درایمپلنت با پوشش فلوراپاتیت مقدار تنش ماکزیمم ایجادشده در سطح تماس ایمپلنت-پوشش ،سطح تماس پوشش-استخوان وهمچنین دراستخوان اطراف ایمپلنت همواره بیشتر است از همان ایمپلنت با پوشش هیدرواکسی اپاتیت.

بحث ونتیجه گیری

۱- در مطالعه حاضر علاوه بر Fixture ایمپلنت و استخوان اطراف آن، سایر اجزای ایمپلنت و از جمله Super-structure وپیچ محکم کننده آن نیز در روند تحلیل شرکت داده شدند.بعلاوه لایه های استخوان متراکم که در اکثر مطالعات توجهی به آن نشده است نیز در طرح ها منظورگردید.

۲-با توجه به اینکه اکثر شکستها درایمپلنت های دندانی پوشش دار، ناشی از جداشدن ایمپلنت ازپوشش ویا جداشدن اتصال بین پوشش واستخوان اطراف ایمپلنت میباشد،فلذا ایمپلنتی بهینه است که مقادیر تنش ماکزیمم وتمرکز تنش در سطوح تماس ایمپلنت-پوشش وپوشش-استخوان واستخوان اطراف ایمپلنت کمترین مقدارراداشته باشد. با توجه به موارد ذکرشده در بالا در ایمپلنتDyna ،ایمپلنت باپوشش هیدرواکسی اپاتیت با ضخامت ۱۰۰میکرون بهترین ایمپلنت میباشد.ودر ایمپلنت IMZنیزایمپلنت باپوشش هیدرواکسی اپاتیت با ضخامت ۱۰۰میکرون بهترین ایمپلنت میباشد.

۳-میزان تنش ماکزیمم ایجاد شده در ایمپلنت Dyna درتمام مدلها درعمق اولین فررفتگی دیواره آن ودر انتهای پیچ محکم کننده بودکه این نتیجه با یافته های کلنیکی همخوانی دارد زیرا طبق گزارشات واصله شکست اغلب ایمپلنتهای Dyna از این ناحیه میباشد.

٤- Soltez و Siegele با مطالعاتی بر روی سگها نشان دادند که نواحی تحلیل استخوان بر نواحی تمرکز تنش در مدلهای لابراتوری از همان نوع ایمپلنت ،منطبق است[۸] بنابر این ایمپلنتی که تمرکز تنش کمتری در اطراف استخوان احاطه کننده ایجاد کند، تحلیل استخوان در آن کمتر است. با مقایسه جداول۳ و٤ با۵ و٦ مشاهده می شود که در ایمپلنتIMZ با پوشش هیدرواکسی اپاتیت با ضخامت پوشش ۱۰۰میکرون در مقایسه با ایمپلنت Dyna کمترین مقدار تنش (۱۱/۵۳ MPa) در استخوان اطراف ایمپلنت در قسمت فوقانی Fixture ایجاد می شود، پس این ایمپلنت با مشخصات ذکر شده از لحاظ تحلیل استخوان نسبت به سایر ایمپلنتهایIMZ وDyna بهترین می باشد.

۵-در هر دو نوع ایمپلنت و در تمام مدلهای آنها، تمرکز تنشی در استخوان اطراف طوق ایمپلنت دیده میشد. در هیچکدام از مدلها تنش شدیدی در ناحیه انتهایی ایمپلنت و استخوان اطراف آن مشاهده نشد.

مراجع

[۱].John F.Kay :Calcium phosphat coating for Dental Implant .Dent Clin North Am vo.36 No1 Jan1992:1-17

[۲].David C:Comparison of stress Transmission in the IMZ Implant With Polyoxymethylene or Titanium Intramobile element.INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS 1992;7;450-458

[۳].Atila Sertgoz: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

[٤].Atila Sertgoz:Finite element analysis of cantilever and implant length on stress distribution an implant-supported fixed prosthesis. J Prosthet Dent 1996;75:165-169

[۵]. فتحی ، محمد حسین :مقدمه أی بر بیومتریال ها،نشر ارکان اصفهان،پائیز۱۳۷۸

[٦].William J.O Brien,PhD:Dental material and their selection,second Edition .1996

[۷] .قنبرزاده،جلیل:تحلیل تنش سه بعدی ایمپلنتهای دندانی بروش اجزاءمحدود،پایان نامه برای دریافت درجه تخصصی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد،دانشکده دندانپزشکی،۱۳۷۵

[۸].Soltez U.,Siegele D. Principal characteristics of the stress distributin in the jaw caused by dental implants.1982-p:439-444