اثر تغییر نوع و ضخامت پوشش ایمپلنت‌های دندانی بر تنش ماکزیمم ایجاد شده در سطح تماس ایمپلنت - پوشش و پوشش - استخوان

خلیل فرهنگ‌دوست*[۱]، علی بنی‌هاشم[۲]، علی قانعی[۱]

[۱]دانشگاه فردوسی مشهد، دانشکده مهندسی، گروه مکانیک

[۲]دانشگاه علوم پزشکی مشهد، دانشکده دندانپزشکی، گروه پریودونتیکس

تاریخ ثبت اولیه: ۱۳۸۱/۱۱/۱۵، تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۱۳۸۴/۱/۱۰، تاریخ پذیرش قطعی: ۱۳۸۴/۳/۴

چکیده

استفاده از پوشش‌های سرامیکی در ایمپلنت‌های دندانی به دلایل زیادی از جمله سازگاری با استخوان، فقدان بافت فیبری در محل اتصال- ایمپلنت و اتصال محکم‌تر پوشش- استخوان به صورت عمومی در آمده است. در بین این پوشش‌ها، هیدروکسی آپاتیت (HA) و فلوئوروآپاتیت (FA) استفاده بیشتری دارند. در این تحقیق، برای اولین بار با استفاده از تحلیل تنش به روش اجزاء محدود و به صورت دوبعدی متقارن ۲۴ عدد ایمپلنت به صورت تقریباً دقیق و با تمام اجزاء سازنده، همراه پوشش، مدل‌سازی و تحلیل شدند. ۱۲ عدد از ایمپلنت‌ها متعلق به سیستم IMZ و ۱۲ عدد دیگر متعلق به سیستم Dyna بودند. ضخامت پوشش هیدروکسی‌آپاتیت و فلوئوروآپاتیت در ایمپلنت‌های مورد بررسی به ترتیب ۱۰۰، ۸۰، ۶۷، ۵۰، ۳۳ و ۱۰ میکرون بود. نتایج تحلیل تنش نشان داد با افزایش ضخامت پوشش ایمپلنت، مقادیر تمرکز تنش در سطح تماس ایمپلنت- پوشش، سطح تماس پوشش- استخوان و در استخوان اطراف ایمپلنت کاهش می‌یابد. هم‌چنین مقادیر تمرکز تنش در ایمپلنت‌های با پوشش فلوئوروآپاتیت همواره بیشتر از ایمپلنت‌های با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت بود. در تمام ایمپلنت‌ها تمرکز تنش در استخوان اطراف ایمپلنت در قسمت طوق ایمپلنت (کرست استخوان) مشاهده گردید.

واژه‌های کلیدی: ایمپلنت دندانی؛ هیدروکسی‌آپاتیت؛ فلوئوروآپاتیت؛ سطح تماس؛ روش اجزاء محدود

* عهده‌دار مکاتبات

نشانی: مشهد، دانشگاه فردوسی مشهد، دانشکده مهندسی، گروه مکانیک

تلفن: ۰۹۱۵۳۱۳۹۲۱۴، دورنگار: ۸۶۲۹۵۴۱-۰۵۱۱، پیام‌نگار: Farhang@um.ac.ir

۱- مقدمه

ترمیم اعضاء و اجزاء بدن انسان که در حادثه یا بیماری از دست رفته‌اند، همواره با مشکلاتی روبرو بوده است. در این میان، جایگزینی دندان‌های از دست رفته نیز به دلایلی همچون برگرداندن زیبایی و شکل طبیعی آن، مورد نظر بوده است. پیدایش ایمپلنت‌های دندانی، مشکلات بسیاری از بیماران نیازمند پروتز را به طور چشم‌گیری کاهش داده است. نقصان گیر و ثبات، توزیع تنش نامطلوب و همچنین تحلیل استخوان نشستگاه پروتزهای متحرک از یک سو، و نیاز به تراش دندان‌های پایه و مواردی همچون درگیری پالپ و مشکلات بهداشتی در پروتزهای ثابت و خصوصاً بریج‌ها از طرف دیگر، تمایل به درمان با ایمپلنت‌های دندانی را افزایش داده است که به نوبه خود موفقیت‌هایی را نیز به همراه داشته است. تحقیقات مؤثر پروفسور برانمارک و همکارانش بر روی ایمپلنت‌ها و خصوصاً اتصال دندانی، عملکرد را برای بیماران بی‌دندان تغییر داد. با این حال، کاربرد ایمپلنت‌های دندانی هیچ‌گاه بدون مشکل نبوده است.

در حال حاضر بیش از ۲۵ نوع مختلف از ایمپلنت‌های داخل استخوانی استوانه‌ای با پوشش‌های سرامیکی از جنس‌های مختلف و با ضخامت‌های متفاوت یا بدون پوشش موجود است که این خود نیز مشکلاتی را در انتخاب سیستم مطلوب مطابق با استانداردهای رایج، نیازهای دندانپزشک و امکانات بیمار فراهم آورده است.

با وجود پیشرفت‌هایی که در زمینه طراحی و ساخت ایمپلنت‌های داخل استخوانی صورت گرفته، انتقال نیروهای عمل‌کننده به استخوان از طریق ایمپلنت با یک دندان طبیعی دارای پریودنشیم سالم تفاوت دارد. در دندان‌های طبیعی، لیگامان پریودنتال (PDL[1]) به عنوان یک جزء بالشتکی و حد واسط عمل می‌کند، اما در ایمپلنت‌های اتصال‌دهنده، نیروهای اکلوزالی (نیروهای جونده) مستقیماً به استخوان حمایت‌کننده منتقل می‌شوند که در این میان، ایمپلنت هیچ‌گونه حرکت محسوسی در استخوان ندارد. از این جهت، در ایمپلنت‌های اتصال‌دهنده، توزیع یکنواخت تنش در تمام نقاط تماس ایمپلنت با استخوان اهمیت بیشتری پیدا می‌کند. برای نیل به این هدف و همچنین افزایش سطح تماس و ازدیاد استحکام اتصال ایمپلنت با استخوان، استفاده از پوشش‌های سرامیکی از جمله هیدروکسی‌آپاتیت[2] و به تازگی فلوئوروآپاتیت[3] با ضخامت‌های متفاوت مورد توجه بوده است. در این حال، دانستن اینکه در یک ایمپلنت دارای پوشش، چه ضخامت پوششی و چه جنس پوششی تمرکز تنش کمتری در ایمپلنت، در سطح تماس ایمپلنت- پوشش، در سطح تماس پوشش- استخوان و در استخوان اطراف ایمپلنت ایجاد می‌کند، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است که تاکنون به آن پرداخته نشده است [۱].

۲- روش تحقیق

در این مطالعه، ۲۴ نوع ایمپلنت داخل استخوانی که محصولات IMZ و Dyna می‌باشند با اسامی زیر مورد بررسی قرار گرفت. تفاوت ایمپلنت‌های مورد بررسی در نوع و ضخامت پوشش بود:

Dyna: Dyna Dental Engineering Netherland

IMZ: Friatec AG -Mannheim -Germany

طرح‌ها و تصاویر مربوط به هر یک از ایمپلنت‌ها از دستورالعمل و بروشور کارخانه سازنده آن تهیه و ابعاد دقیق آن به دست آمد. ابعاد واقعی ایمپلنت‌های مورد بررسی در این مطالعه، در جدول ۱ ارائه شده است.

در مطالعه حاضر علاوه بر فیکسچر ایمپلنت و استخوان اطراف آن، سایر اجزای ایمپلنت و از جمله Super-structure و پیچ محکم‌کننده[4] آن نیز در روند تحلیل شرکت داده شدند. به علاوه لایه‌های استخوان متراکم که در اکثر مطالعات توجهی به آن نشده است نیز در طرح‌ها منظورگردید.

جدول ۱- مشخصات دو نوع ایمپلنت مورد مطالعه

نوع ایمپلنت	ارتفاع TIE (mm)	قطر (mm)	طول (mm)
Dyna	۲	۳	۱۰
IMZ	۲	۴	۱۱

[1] Perio Dental Ligament [2] Hydroxyapatite [3] Fluoroapatite [4] Fastening screw

طرح Super-structure,TIE روی ایمپلنت و پیچ محکم‌کننده آن بـه طـرح قبلـی فیکسچـر اضـافـه شـد، بـه طـوری که Super-Structure به شکل یک استوانه به طول ۶ میلی‌متر و به قطـر ۴ میلی‌متـر در نظـر گرفتـه شـد. استخـوان اطـراف فیکسچر ایمپـلنت به صـورت یک بلـوک مـربع به ارتفـاع و عرض ۱۵ میلـی‌متر با حاشیـه‌ای از استخـوان کـورتیکال به ضخـامت ۰/۵ میلـی‌متر در بالا و ۱ میلی‌متر در پایین در نظر گرفتـه شد .در تمام طرح‌ها، لبه فوقانی فیکسچر ۰/۵ میلی‌متر بالاتر از لبه کرست استخوان آلوئول قرار دارد (شکل ۱).

هر یک از ایمپلنت‌های ذکر شده با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت و فلـوئوروآپاتیت بـا ضخـامت‌های متفـاوت که در جدول ۲ ارائه شده است مدل‌سازی گردید.

برای تحلیل تنش سیستم‌های فوق، از نرم‌افزار NISA استفاده شد. این سیستم‌ها به صورت دوبعدی با استفاده از المان‌های متقارن مدل‌سـازی گردیـدند. در مجموع ۲۴ مـدل با نرم‌افزار NISA ساختـه شد. تمام مواد به صـورت همگن، ایزوتروپیک و الاستیک خطـی در نظـر گـرفته شدند. در جدول ۳، مقادیر ضریب کشسانی (E) و ضـریب پواسان (υ) مواد به کار رفتـه در طـرح‌هـای مـورد آزمـایش نشـان داده شـده اسـت. تمام مدل‌ها، تحت نیروی فشاری عمـودی ۱۷۰ نیوتن قرار گرفتند و سپس تحلیل شدند [۲].

۳- نتایج

۳-۱- ایمپلنت‌های Dyna

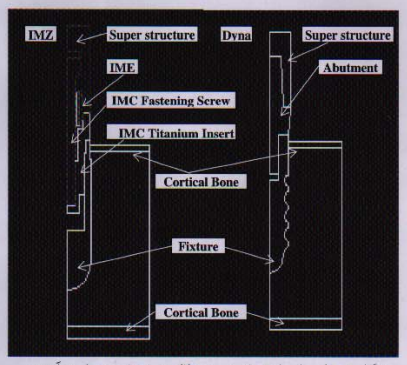
مقادیر تنش در نواحـی زیر برای کلیه مـدل‌های ایمپلنت‌های واقعـی محـاسبـه گردید و سپـس تنـش ماکزیمـم در مقـابل ضخامت پوشش برای ایمپلنت‌های مختلف و برای هر یک از نواحی رسم گردید:

۱- تنش ماکزیمم ایجاد شده در ایمپلنت

۲- تنش ماکزیمم ایجاد شده در سطح تماس ایمپلنت-پوشش

۳- تنش ماکزیمم ایجاد شده در سطح تماس پوشش-استخوان

۴- تنش ماکزیمم ایجاد شده در استخوان اطراف ایمپلنت



شکل ۱- طرح ایمپلنت‌های مورد مطالعه و اجزای متصل به آن در قطعه‌ای از استخوان فک به صورت متقارن

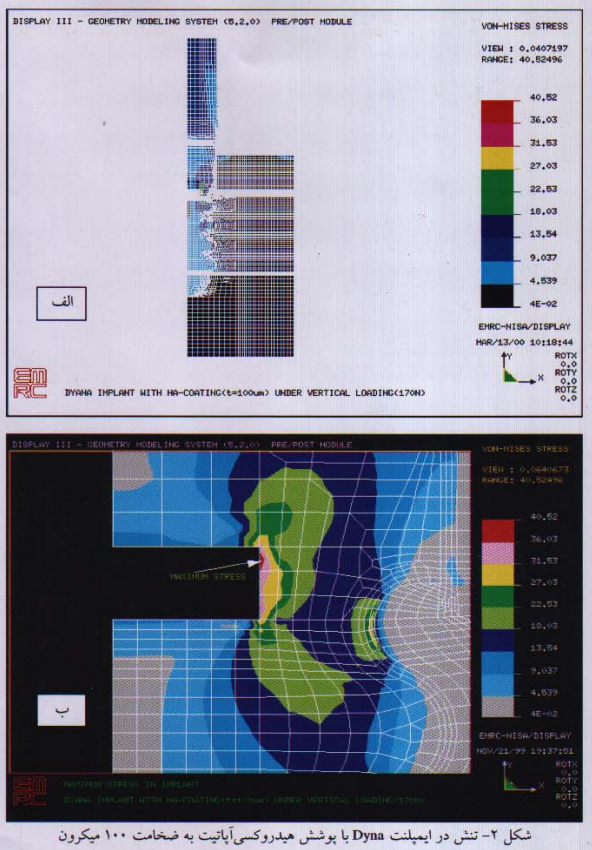
جدول ۲- ایمپلنت‌های مدل‌سازی شده

نوع ایمپلنت	نوع پوشش	ضخامت (μm)
IMZ - Dyna -	- هیدروکسی‌آپاتیت - فلوئوروآپاتیت	- ۱۰۰ - ۸۰ - ۶۷ - ۵۰ - ۳۳ - ۱۰

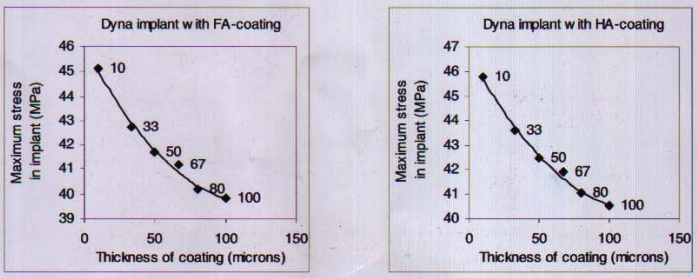
جدول ۳- خصوصیات مکانیکی مواد به کار رفته

ماده	ضریب پواسان	ضریب کشسانی (MPa)	مرجع
تیتانیوم	۰/۳۵	۱۱	۳
استخوان اسفنجی	۰/۳	۱۳۷۰	۴
استخوان متراکم	۰/۳	۱۳۷۰۰	۵
طلا	۰/۳۵	۹۶۶۰۰	۳
پلی‌اکسی‌متیلن	۰/۳۵	۳۴۴۷	۳
هیدروکسی‌آپاتیت	۰/۲۷	۱۱۷۰۰۰	۶
فلوئوروآپاتیت	۰/۲۸	۱۴۸۰۰۰	۷

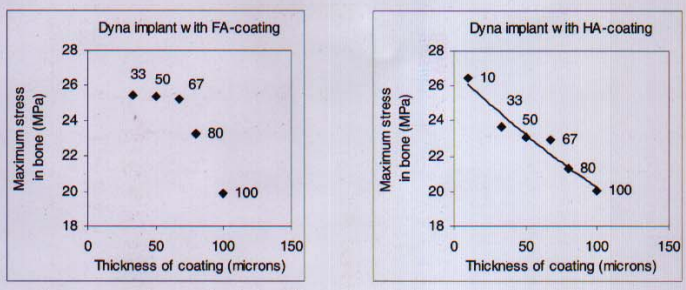
بـا توجـه به حجـم زیاد نمـودارهـا و کانتـورهای تنـش، در شکل‌های ۲ تا ۴ مـواردی که از اهمیت بیشتری برخـوردارند آورده شده است.



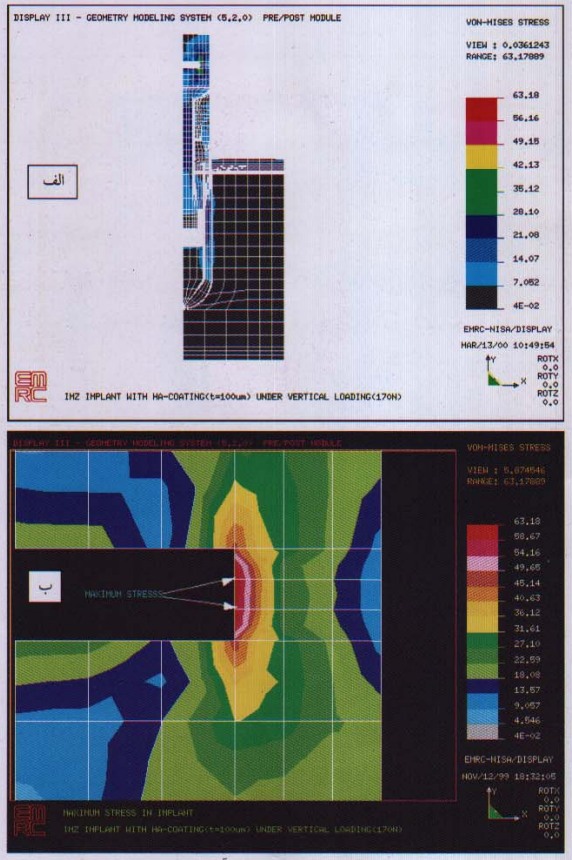
شکل ۲- تنش در ایمپلنت Dyna با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت به ضخامت ۱۰۰ میکرون
الف- توزیع تنش؛ ب- محل تنش ماکزیمم در عمق اولین فرورفتگی دیواره ایمپلنت



شکل ۳- تغییر تنش ماکزیمم ایجاد شده در ایمپلنت با تغییر ضخامت پوشش



شکل ۴- تغییر تنش ماکزیمم ایجاد شده در استخوان اطراف ایمپلنت با تغییر ضخامت پوشش



شکل ۵- تنش در ایمپلنت IMZ با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت به ضخامت ۱۰۰ میکرون
الف- توزیع تنش؛ ب- محل تنش ماکزیمم در ایمپلنت (قسمت فوقانی پیچ محکم‌کننده)

با مقایسه شکل‌های ۲ تا ۴ و کانتورهای تنش ایجاد شده در ایمپلنت، در سطح تماس ایمپلنت- پوشش، پوشش- استخوان و استخوان اطراف ایمپلنت نتایج زیر به دست آمد:

۱- در تمام ایمپلنت‌ها تمرکز تنشی در عمق اولین فرورفتگی دیواره ایمپلنت (انتهای Abutment) مشاهده گردید. این نتیجه با یافته‌های کلینیکی همخوانی دارد زیرا طبق تحقیقات انجام شده [۸] شکست اغلب ایمپلنت‌های Dyna، در این ناحیه رخ می‌دهد (صرف‌نظر از جدا شدن ایمپلنت از پوشش یا جدا شدن پوشش از استخوان).

۲- در هیچ کدام از ایمپلنت‌ها، تنش جدیدی در ناحیه انتهایی ایمپلنت و استخوان اطراف آن مشاهده نشد.

۳- در ناحیه کرست استخوان تمرکز تنش شدیدی در تمام ایمپلنت‌ها مشاهده گردید.

۴- ملاحظه شد با افزایش ضخامت پوشش، در دو نوع از آن یعنی در پوشش هیدروکسی‌آپاتیت و فلوئوروآپاتیت، تنش ماکزیمم ایجاد شده در ایمپلنت کاهش می‌یابد.

۵- میزان تمرکز تنش در استخوان اطراف ایمپلنت در ناحیه طوق ایمپلنت، با افزایش ضخامت پوشش کاهش می‌یابد.

۶- میزان تمرکز تنش در بدنه پوشش، در ایمپلنت‌های با پوشش فلوئوروآپاتیت خیلی بیشتر از ایمپلنت‌های با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت می‌باشد.

۷- در ایمپلنت‌های با پوشش فلوئوروآپاتیت، میزان تمرکز تنش کمتر از ایمپلنت‌های با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت است.

۸- در ایمپلنت‌های با پوشش فلوئوروآپاتیت، میزان تمرکز تنش در سطح تماس ایمپلنت- پوشش، پوشش- استخوان در استخوان اطراف ایمپلنت، همواره بیشتر از ایمپلنت‌های با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت است.

۳-۲- ایمپلنت‌های IMZ

در شکل ۵، توزیع تنش و هم‌چنین محل تنش ماکزیمم در ایمپلنت IMZ با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت با ضخامت ۱۰۰ میکرون نشان داده شده است. برای ضخامت‌های متفاوت پوشش، تغییرات تنش ماکزیمم ایجاد شده در نواحی مختلف در شکل‌های ۵ تا ۷ قابل مشاهده است. با مقایسه شکل‌های ۵ تا ۷ و کانتورهای تنش، نتایج زیر حاصل می‌شود:

۱- در تمامی ایمپلنت‌ها، تمرکز تنشی در قسمت فوقانی پیچ محکم‌کننده مشاهده می‌شود.

۲- در هیچ کدام از ایمپلنت‌ها تنش شدیدی در ناحیه انتهایی ایمپلنت و استخوان اطراف آن مشاهده نشد.

۳- در اکثر ایمپلنت‌ها، تمرکز تنش در استخوان اطراف ایمپلنت، در قسمت طوق ایمپلنت (کرست استخوان) ایجاد شده بود.

۴- با افزایش ضخامت، هیچ گونه تغییری در تنش ماکزیمم ایجاد شده در ایمپلنت مشاهده نمی‌شود که می‌توان علت آن را با هندسه ایمپلنت مرتبط دانست.

۵- ملاحظه شد با افزایش ضخامت پوشش، در هر دو نوع آن یعنی در پوشش‌های هیدروکسی‌آپاتیت و فلوئوروآپاتیت، تنش ماکزیمم ایجاد شده در ایمپلنت کاهش می‌یابد.

۶- میزان تمرکز تنش در استخوان اطراف ایمپلنت در ناحیه طوق ایمپلنت، با افزایش ضخامت پوشش کاهش می‌یابد.

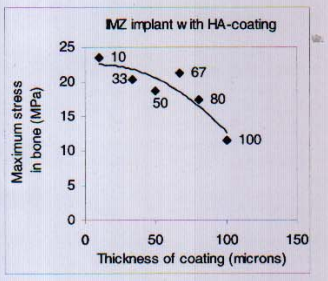
۷- میزان تمرکز تنش در بدنه پوشش، در ایمپلنت‌های با پوشش فلوئوروآپاتیت خیلی بیشتر از همان ایمپلنت‌ها با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت بود.

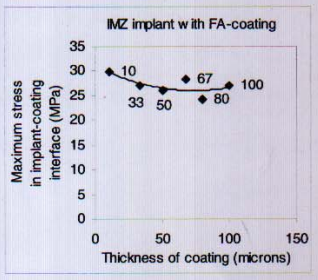
۸- در ایمپلنت‌های با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت، میزان تمرکز تنش در تمام سطوح کمتر از ایمپلنت‌های با پوشش فلوئوروآپاتیت بود.

۴- بحث

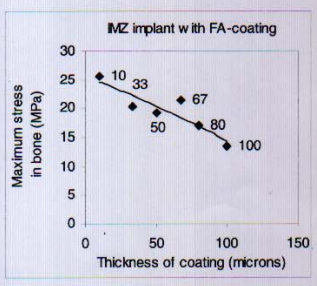
اعتقاد بر این است که نواحی تحلیل استخوان بر نواحی تمرکز تنش در مدل‌های آزمایشگاهی از همان نوع ایمپلنت منطبق است [۹] بنابراین، در ایمپلنتی که میزان تمرکز تنش در استخوان اطراف آن مقدار پایینی باشد میزان تحلیل استخوان کمتر است. پس با توجه به نتایج به دست آمده می‌توان ادعا نمود:

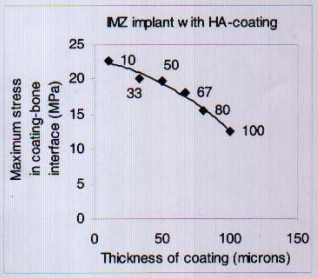
الف- در ایمپلنت‌های Dyna و IMZ، ایمپلنت‌های با پوشش فلوئوروآپاتیت نسبت به انواع با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت، تحلیل استخوان بیشتری از خود نشان می‌دهند.





شکل ۶- تغییر تنش ماکزیمم ایجاد شده درسطح تماس ایمپلنت- پوشش با تغییر ضخامت پوشش





شکل ۷- تغییر تنش ماکزیمم ایجاد شده در استخوان اطراف ایمپلنت با تغییر ضخامت پوشش

ب- با افزایش ضخامت پوشش، میزان تمرکز تنش در استخوان اطراف ایمپلنت کاهش یافته و در نتیجه، میزان تحلیل استخوان کاهش می‌یابد.

ج- در ایمپلنت‌های Dyna، ایمپلنت با پوشش هیدروکسی آپاتیت به ضخامت ۱۰۰ میکرون، دارای کمترین تحلیل استخوان و ایمپلنت با پوشش فلوئوروآپاتیت با ضخامت ۳۳ میکرون، دارای بیشترین تحلیل استخوان می‌باشد.

د- در ایمپلنت‌های IMZ، ایمپلنت با پوشش هیدروکسی آپاتیت به ضخامت ۱۰۰ میکرون، دارای کمترین تحلیل استخوان و ایمپلنت با پوشش فلوئوروآپاتیت با ضخامت ۳۳ میکرون، دارای بیشترین تحلیل استخوان است.

ه- با مقایسه مقادیر تمرکز تنش در استخوان اطراف ایمپلنت‌های IMZ و Dyna، مشاهده می‌شود که ایمپلنت IMZ با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت به ضخامت ۱۰۰ میکرون، دارای کمترین مقدار تنش در ناحیه فوق می‌باشد، که در نتیجه، کمترین تحلیل استخوان را داراست.

۵- نتیجه‌گیری

شکست اغلب ایمپلنت‌های با پوشش‌های سرامیکی، چه مکانیکی و چه بیولوژیکی، از نواحی سطح تماس ایمپلنت- پوشش و سطح تماس پوشش- استخوان اتفاق می‌افتد [۲]، به طوری که ایمپلنت از پوشش و/ یا پوشش از استخوان جدا می‌شود. در مورد ایمپلنت‌های با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت، استحکام اتصال ایمپلنت- پوشش از اتصال پوشش- استخوان کمتر است و اغلب، شکست این ایمپلنت‌ها ناشی از جدا شدن پوشش از ایمپلنت می‌باشد. هر چه نواحی تمرکز تنش و مقادیر آن در سطح تماس ایمپلنت- پوشش کمتر باشد، ایمپلنت در وضعیت بهتری قرار دارد. بر اساس نتایج به دست آمده، در ایمپلنت‌های Dyna، ایمپلنت با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت با ضخامت پوشش ۱۰۰ میکرون از کمترین تمرکز تنش در سطح تماس ایمپلنت- پوشش برخوردار است و در ایمپلنت‌های IMZ، ایمپلنت با پوشش هیدروکسی‌آپاتیت با ضخامت ۱۰۰ میکرون، کمترین تمرکز تنش را در ناحیه فوق داراست. با افزایش ضخامت پوشش

ایمپلنت‌ها، میزان تمرکز تنش در سطح تماس ایمپلنت-پوشش کاهش می‌یابد و ایمپلنت در وضعیت بهتری قرار می‌گیرد.

مراجع

[۱] هادیان ایرج، هادیان امیرفرخ، هادیان داریوش؛ دنیای ایمپلنت؛ نشر آروین، تهران ۱۳۷۵؛ اول: ۲۴۳-۲۶۴.

[۲] قنبرزاده جلیل؛ تحلیل تنش سه‌بعدی ایمپلنت‌های دندانی به روش اجزاء محدود؛ پایان‌نامه برای دریافت درجه تخصصی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، دانشکده دندانپزشکی؛ ۱۳۷۵.

[3] David C; Comparison of stress transmission in the IMZ implant with polyoxymethylene or titanium intra-mobile element; INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS 1992; 7: 450-458.

[4] Sertgoz A; Finite element analysis study of the effect of super-structure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis; INT J Prosthodont 1997; 10: 19-27.

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

[۶] فتحی محمدحسین؛ مقدمه‌ای بر بیومتریال‌ها؛ نشر ارکان اصفهان، پائیز ۱۳۷۸.

[7] William J, Brien O; Dental material and their selection, second Edition; 1996.

[8] Oh T, Yoon J, Misch CE, and Wang HL; The causes of early implant bone loss: Myth or Science; Journal of Peridontol 2002; 73: 322-333.

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