

بررسی اثر استفاده از مواد هدفمند (FGMs) در ایمپلنت‌های دندانی بر تنش ماکزیمم ایجاد شده در سطح تماس ایمپلنت - استخوان

مرتضی عنبرسوز

مسعود طهانی

دانشگاه فردوسی مشهد - دانشکده مهندسی - گروه مکانیک / دانشگاه فردوسی مشهد - دانشکده مهندسی - گروه مکانیک

mortezaanbarsooz@yahoo.com

mtahani@ferdowsi.um.ac.ir

چکیده - بعد از استفاده از پوشش‌های سرامیکی در ایمپلنت‌های دندانی به دلایل مختلف از جمله سازگاری زیستی با استخوان، فقدان بافت فیبری در محل اتصال ایمپلنت و نیز اتصال محکم تر پوشش با استخوان، امروزه استفاده از مواد هدفمند در ایمپلنت‌های دندانی برای دست یابی به موفقیت کلینیکی بیشتر مطرح می‌باشد. هدف این مقاله، بهینه سازی توزیع تنش‌های ایجاد شده در سطح مشترک استخوان - ایمپلنت، ناشی از بارهای وارده به یک نوع خاص از ایمپلنت دندانی است. در این مقاله از بیو ماده جدید Col/HAP به صورت FGM استفاده شده است. برای تحلیل تنش ایجاد شده در استخوان، از تحلیل المان محدود دو بعدی توسط نرم افزار Ansys 10.0 و همچنین تحلیل المان محدود سه بعدی توسط نرم افزار Cosmos Works استفاده شده است. FGM در دو جهت شعاعی و محوری مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می‌دهد که با استفاده از ایمپلنت FGM در جهت‌های محوری و شعاعی، تنش حداکثر در استخوان اسفنجی به ترتیب ۰/۳۵ و ۰/۷ تنش حداکثر ایجاد شده در استخوان در ایمپلنت دندانی تیتانیومی مرسوم می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: ایمپلنت دندانی، توزیع تنش، استخوان، مواد هدفمند

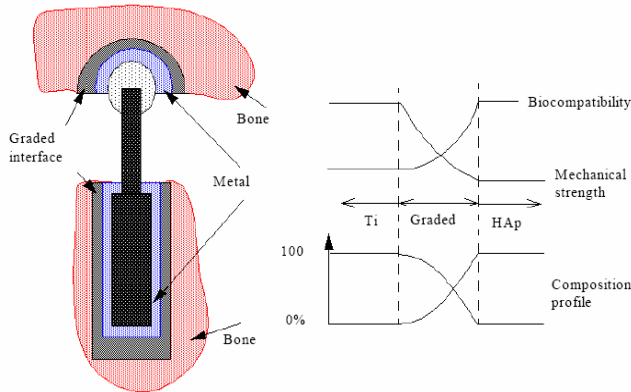
۱- مقدمه

استخوان حمایت کننده وارد می‌شوند. با توجه به این مطلب، رشد استخوان در اطراف ایمپلنت و ثابت شدن آن از اهمیت بالائی برخوردار است. به همین دلیل امروزه مطالعات بسیاری در زمینه‌ی بررسی توزیع تنش در مرز مشترک استخوان - ایمپلنت برای دست یافتن به موفقیت کلینیکی بیشتر صورت می‌گیرد.

هندسه ایمپلنت و رزوه‌های آن و همچنین جنس ایمپلنت از عواملی هستند که در مقدار و توزیع تنش‌های ایجاد شده در استخوان بسیار تأثیر گذارند. تنش‌های بیشتر از تنش تسلیم استخوان باعث آسیب دیدن بافت و تنش‌های کم باعث جذب (Resorption) استخوان و تحلیل رفتن حجم آن خواهند شد. کانگ و همکارانش [۱] با استفاده از تحلیل المان محدود سه بعدی، به مقایسه ۱۲ ایمپلنت با شکل‌های

هنگامی که یک یا تعدادی از دندان‌ها به هر دلیلی همچون حادثه، پوسیدگی، بیماری‌های لثه و غیره از بین می‌روند، باید بوسیله یک عضو مصنوعی آنها را جایگزین کرد. ایمپلنت‌های دندانی به دلیل مزیت‌های بسیاری که نسبت به انواع دیگر پروتز دارند، از جمله ایجاد ثبات و گیر کافی، جلوگیری از تحلیل استخوان نشستگاه، عدم نیاز به تراش دندان‌های پایه و ... جایگزین مناسبی برای دندان‌های از دست رفته می‌باشند. آنها در استخوان فک قرار گرفته و نقش ریشه دندان از دست رفته را ایفا می‌کنند. با این وجود استفاده از ایمپلنت‌های دندانی نیز هیچگاه بدون مشکل نبوده است. به دلیل فقدان لیگامان پریودنتال (PDL) به عنوان حد واسط در ایمپلنت‌های دندانی، نیروها مستقیماً به

خواص مکانیکی بررسی نمود. البته هندسه ایمپلنت استفاده شده در این مقاله تطابق کاملی با ایمپلنت هایی که در عمل استفاده می‌شوند، ندارد.



شکل ۱: ساختار شماتیک از لایه FGM بکار رفته در یک نوع پروتز [۵].

هدف از این مقاله طراحی یک ایمپلنت کامپوزیتی به صورت FGM در جهت‌های محوری و شعاعی با هندسه‌ای بسیار نزدیک به واقعیت است. ایمپلنت مورد نظر در داخل استخوان اسفنجی قرار گرفته و توسط لایه‌ی نازکی از استخوان غشائی احاطه شده است. ابتدا با استفاده از مدل دوبعدی ایمپلنت و استخوان، بهترین طرح از لحاظ پروفیل تغییر خواص مکانیکی به دست آورده شده و سپس با استفاده از مدل سه بعدی طرح بهینه، توزیع واقعی تنش محاسبه شده است.

۲- مدلسازی

مدل مورد استفاده با توجه به مرجع [۱] یک ایمپلنت دندانی از نوع تجاری Noble Biocare با قطر ۳/۹ میلی‌متر انتخاب می‌باشد. پروفیل رزوه مورد استفاده از بین رزوه‌های دوزنقه‌ای همان مقاله، رزوه V-3 انتخاب شده که با توجه به تحلیل صورت گرفته در همان مرجع، دارای بهترین توزیع تنش می‌باشد. در این نوع رزوه ارتفاع دندانه ۰/۳ میلی‌متر و گام ۰/۸ میلی‌متر می‌باشد. مدل استفاده شده مطابق شکل ۲ شامل یک ایمپلنت در مرکز است که توسط استخوان اسفنجی احاطه شده و در سطح بیرونی نیز کل مجموعه داخل استخوان غشایی قرار گرفته است [۱]. در شکل ۲، ساختار فوقانی (Superstructure)، ایمپلنت، استخوان اسفنجی و استخوان غشایی به ترتیب با حروف a, b, c و d نشان داده شده است.

به منظور انتخاب پروفیل بهینه و با توجه به هزینه بر بودن

متفاوت رزوه پرداختند. با توجه به اینکه توزیع تنش در تعیین عمر خستگی ایمپلنت‌های دندانی دارای اهمیت می‌باشد، آنها با استفاده از توزیع تنش فون مایز و مقدار و مکان حداکثر این تنش، رزوه بهینه را پیشنهاد دادند. کاکل و همکارانش [۲] با استفاده از تحلیل المان محدود به بررسی خستگی در ایمپلنت‌های دندانی پرداختند. لین و همکارانش [۳] اثر طول ایمپلنت و خواص استخوان بر پاسخ بیومکانیک استخوان اطراف ایمپلنت را با استفاده از تحلیل المان محدود غیر خطی مورد ارزیابی قرار دادند. آنها جهت اعمال نیرو به ایمپلنت را یکی از پارامترهای مؤثر معرفی کردند.

مواد هدفمند (Functionally Graded Materials) یا FGMS، مواد مرکب غیر همگنی هستند که از دو یا چند ماده مختلف تشکیل شده و ترکیب یا درصد حجمی اجزاء تشکیل دهنده آنها به طور پیوسته و به عنوان تابع موقعیت در امتداد یک یا دو بعد خاص متغیر است. در نتیجه خواص و ساختار آنها به طور پیوسته در امتداد همان ابعاد تغییر خواهد کرد. تغییرات تدریجی و پیوسته خواص فیزیکی و مکانیکی این مواد، آنها را برای محیط‌ها و کاربردهای متفاوت قابل استفاده می‌سازد. لذا در سال‌های اخیر استفاده از مواد هدفمند در محیط‌های با دمای بسیار بالا مانند رآکتورهای هسته‌ای، کارخانجات شیمیایی و نیز در ساخت سفینه‌های فضایی با سرعت بالا، اهمیت بسیار زیادی پیدا کرده است [۴].

در بیومکانیک نیز مواد کامپوزیتی و مواد هدفمند در انواع پروتز برای دستیابی به استحکام و سازش پذیری زیستی (Biocompatibility) به طور همزمان، دارای کاربرد وسیعی هستند (به طور مثال مرجع [۵] را ببینید). بدین صورت که اغلب از ماده اصلی پروتز که معمولاً ماده‌ای با استحکام مکانیکی بالا است به ماده‌ای با سازش پذیری زیستی مناسب همچون هیدروکسی اپتایت (HAP)، با نرخی مناسب و کنترل شده می‌رسند (شکل ۱).

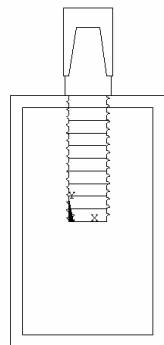
هیدا [۶] استخوان اسفنجی را به صورت لایه‌ای نازک در اطراف ایمپلنت FGM مدل کرد. ایمپلنت استفاده شده در این مقاله دارای تغییرات پیوسته در خواص مکانیکی در جهت محور ایمپلنت است. او نحوه تغییرات توزیع تنش در سطح مشترک ایمپلنت-استخوان را نسبت به نحوه تغییرات

مدلسازی ایمپلنت FGM در جهت محوری

در این قسمت فرض شده است که خواص مکانیکی در راستای محور ایمپلنت متغیر باشد. جهت کاهش زمان محاسبات برای پیدا کردن بهترین پروفیل تغییرات خواص مکانیکی از مدل دو بعدی استفاده می‌شود. در نهایت با به دست آمدن بهترین پروفیل، می‌توان با انجام تحلیل سه بعدی بهترین ایمپلنت، مقادیر واقعی تنش را به دست آورد. برای اینکه بتوان تغییرات خواص را با نرخ مورد نظر اعمال نمود، بایستی مدل را در جهت محوری به تعدادی لایه تقسیم کرده و به هر لایه خواص مورد نظر را نسبت داد. تعداد ۱۰ لایه، در جهت محوری هم در مدل دو بعدی (شکل ۴) و هم در مدل سه بعدی (شکل ۵) ایجاد شده است. FGM مورد استفاده هیدروکسی اپتایت/کلاژن (HAP/Col) می‌باشد. تغییرات خواص در لایه‌ها از رابطه توانی زیر تبعیت می‌کند [۷]:

$$p(z) = (p_o - p_i)(z/h + 1/2)^n + p_i \quad (1)$$

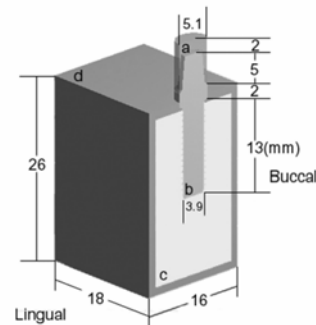
در این رابطه z فاصله از مبدا (می‌تواند در جهت محوری یا شعاعی باشد)، h ضخامت کل ناحیه FGM، n نشان دهنده نحوه تغییرات خواص مکانیکی و p خاصیت مکانیکی مورد نظر است که در این تحقیق مدول الاستیسیته می‌باشد. از تغییرات نسبت پواسون به دلیل ناچیز بودن صرفنظر می‌شود. همچنین در رابطه (۱) خاصیت اولین لایه متناظر با هیدروکسی اپتایت و p_i خاصیت آخرین لایه متناظر با کلاژن می‌باشد. در مدل اجزاء محدود خواص مکانیکی هر یک از ۱۰ لایه با استفاده از رابطه (۱) و برای مختصات وسط هر یک از لایه‌ها محاسبه می‌شود. بدیهی است که با افزایش تعداد لایه‌ها می‌توان به تغییرات پیوسته و یکنواخت خواص مکانیکی نزدیک شد.



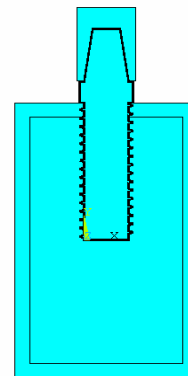
شکل ۴: تقسیم بندی ایمپلنت به ده قسمت در حالت دو بعدی.

انجام تحلیل در حالت سه بعدی، ابتدا با استفاده از تحلیل دو بعدی به بررسی پروفیل‌های مختلف FGM پرداخته و بعد از مشخص شدن پروفیل مناسب با استفاده از تحلیل سه بعدی صحت انتخاب مورد بررسی قرار می‌گیرد. در تحلیل‌های دو بعدی می‌توان از سطح تقارن مدل سه بعدی در شکل ۲ استفاده نمود (شکل ۳ را ببینید).

خواص استخوان‌های اسفنجی و غشایی و همچنین ساختار فوقانی در جدول ۱ آورده شده است. لازم به ذکر است که خواص مکانیکی استخوان به صورت یک ماده ایزوتروپیک در نظر گرفته شده است.



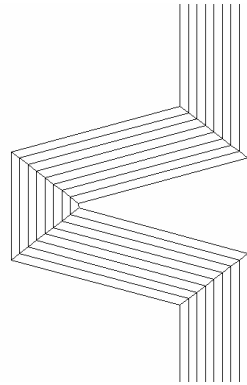
شکل ۲: برش در سطح تقارن مدل هندسی سه بعدی ایمپلنت به همراه استخوان فک [۱].



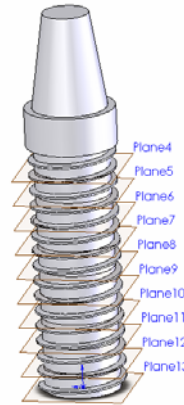
شکل ۳: مدل هندسی دو بعدی ایمپلنت به همراه استخوان‌های اسفنجی و غشایی فک.

جدول ۱: خواص مکانیکی مواد [۱].

	Elastic Modulus (GPa)	Poisson Ratio
Cancellous Bone	1.37	0.31
Cortical Bone	14	0.3
Titanium	110	0.35
Procelain	68.9	0.28



شکل ۷: مدلسازی لایه FGM با استفاده از هشت لایه (مش بندی در شکل ۸)

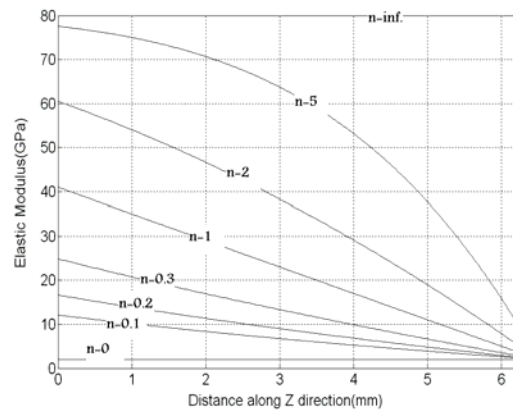


شکل ۵: تقسیم بندی ایمپلنت به ده قسمت در حالت سه بعدی.

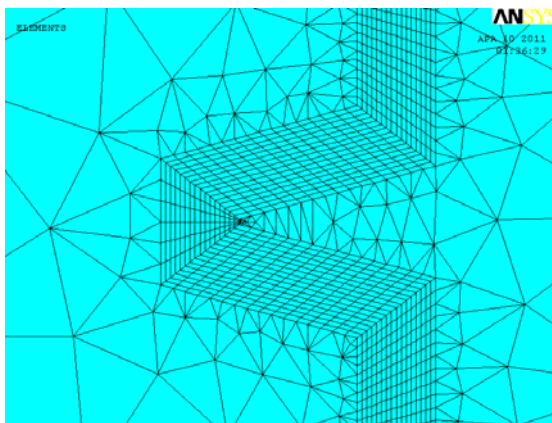
۳- تحلیل اجزاء محدود و نتایج عددی

المان مورد استفاده برای مش بندی در حالت دو بعدی در نرم افزار Ansys 10.0، المان ۸ نود Plane 82 می باشد. با این المان می توان برای مش های مرکب اتوماتیک و همچنین شکل های پیچیده نتایج دقیقی به دست آورد. در حالت FGM شعاعی به دلیل اهمیت زیاد مش در لایه ها از المان های چهارضلعی بصورت کاملاً منظم استفاده شده است (شکل ۸). در قسمتهای دیگر (دور از ناحیه FGM) از المان های مثلثی استفاده شده است. در هر قسمت به منظور بررسی کیفیت تعداد المان ها از آزمون همگرایی استفاده شده است.

شکل ۶ چگونگی تغییرات مدول الاستیسیته در لایه ها را به ازای n های مختلف نشان می دهد.



شکل ۶: تغییرات مدول الاستیسیته به ازای n های مختلف.



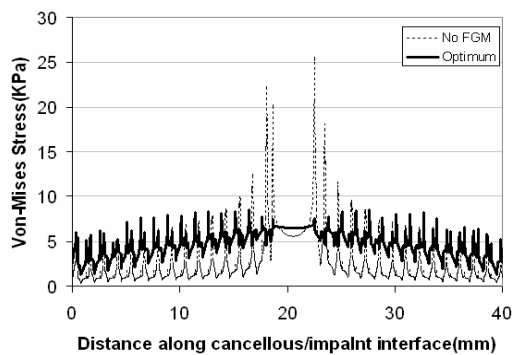
شکل ۸: نحوه مش بندی ایمپلنت FGM در جهت شعاعی.

نیروی ۱۰۰ نیوتن بصورت محوری به وسط ساختار فوقانی ایمپلنت اعمال شده است [۶]. برای انجام تحلیل استاتیکی، در مدل سه بعدی تمامی درجات آزادی سطوح در دو انتها و سطح پائینی (به شکل ۹ توجه شود) و در مدل دو بعدی تمامی درجات آزادی خط پائینی مقید شده است.

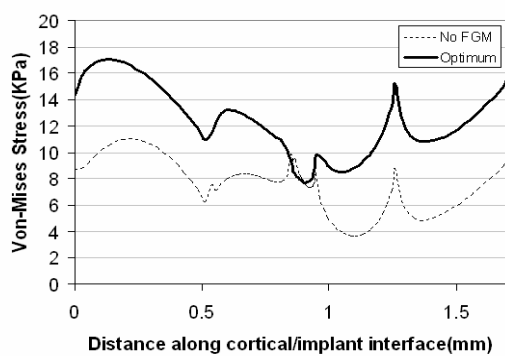
۲-۱- مدلسازی ایمپلنت FGM در جهت شعاعی

در این قسمت فرض شده است که خواص مکانیکی در راستای شعاع ایمپلنت متغیر باشد. تعداد ۸ لایه هر کدام به ضخامت ۰/۰۱۵ میلی متر بر روی رزوه ها کشیده شده است (شکل ۷). بطور مشابه با FGM محوری، تغییرات خواص در لایه ها از رابطه (۱) تبعیت می کند. FGM مورد استفاده در جهت شعاعی تیتانیوم/هیدروکسی اپتایت/پلی اتیلن (Ti/HAP/Polyethylene) می باشد. مدول الاستیسیته کامپوزیت های هیدروکسی اپتایت/پلیمر (HAP/Polymer) در بازه 5-12 GPa می باشد [۸]. هسته مرکزی ایمپلنت از جنس تیتانیوم بوده و با نزدیک شدن به سمت استخوان در جهت شعاعی به ماده ای با خواص مکانیکی نزدیک با استخوان یعنی کامپوزیت HAP/Polymer تبدیل می شود.

مقدار اولیه رسیده است. علاوه بر این، میانگین تنش وارده به استخوان افزایش پیدا کرده است که برای سلامتی استخوان مفید می‌باشد. اما در این حالت تنش در استخوان غشائی افزایش پیدا کرده است (شکل ۱۲). البته این مسئله مشکلی ایجاد نخواهد کرد، زیرا تنش حداکثر در استخوان غشائی به حدود دو برابر تنش حداکثر در استخوان اسفنجی رسیده است، در حالی که تنش تسلیم استخوان غشائی برابر 115 MPa و تنش تسلیم استخوان اسفنجی 20 MPa می‌باشد [۱]. به عبارت دیگر تنش تسلیم استخوان غشائی حدود شش برابر تنش تسلیم استخوان اسفنجی است.

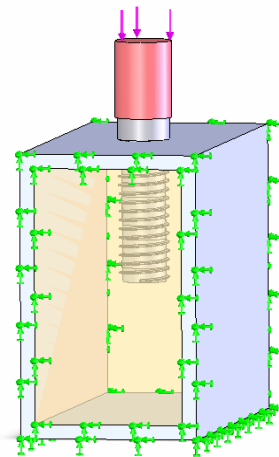


شکل ۱۱: تنش معادل فون مایزر در استخوان اسفنجی



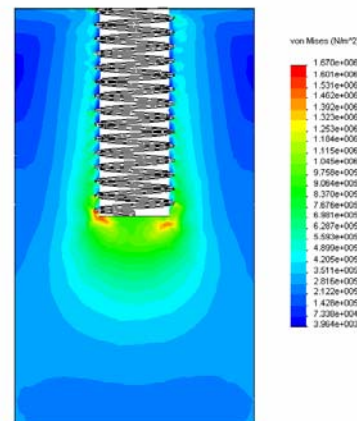
شکل ۱۲: تنش معادل فون مایزر در استخوان غشائی

در حالت FGM شعاعی حالت بهینه در $n=0$ اتفاق افتاده است. بدین معنی که استفاده از یک لایه کامپوزیتی از جنس هیدروکسی اپتایت/پلی اتیلن بهتر از استفاده از لایه FGM است. در شکل ۱۳ این حالت و حالت ایمپلنت تیتانیومی برای مقایسه رسم شده‌اند. همانطور که ملاحظه می‌شود تنش حداکثر در استخوان اسفنجی به 0.7 مقدار اولیه کاهش پیدا کرده است. اما تنش معادل فون مایزر در استخوان غشائی در حالت بهینه نسبت به ایمپلنت تیتانیومی تغییر چندانی نکرده است (شکل ۱۴).



شکل ۹: اعمال شرایط مرزی و نیرو بر روی مدل سه بعدی

کانتورهای تنش معادل فون مایزر (von Mises) در حالت دو بعدی و سه بعدی در استخوان اسفنجی و غشائی از لحاظ کیفی تطابق دارند، اما از لحاظ کمی تنها مقادیر بدست آمده از تحلیل سه بعدی قابل استناد هستند. تنش حداکثر در استخوان اسفنجی برای ایمپلنت تیتانیومی در رزوه انتهایی اتفاق می‌افتد و برابر 1.67 MPa می‌باشد (شکل ۱۰).



شکل ۱۰: کانتور تنش معادل فون مایزر در استخوان اسفنجی بدست آمده از تحلیل سه بعدی برای ایمپلنت تیتانیومی

در صورتیکه تنش بر روی مسیری در استخوان اسفنجی و غشائی مماس بر رزوه‌ها در مرز مشترک با FGM رسم گردد، می‌توان دید بهتری از توزیع تنش داشت.

در حالت FGM محوری، وضعیت بهینه در $n=0.2$ اتفاق افتاده است. در شکل ۱۱ این حالت و حالت بهینه برای مقایسه رسم شده‌اند. ملاحظه می‌شود که حداکثر تنش در انتهای ایمپلنت کاملاً از بین رفته و تنش حداکثر به 0.3

۴- بحث و نتیجه گیری

هدف اصلی این مقاله بررسی جنس ایمپلنت بر روی تنش‌های ایجاد شده در سطح تماس ایمپلنت-استخوان می‌باشد. با انتخاب یک نوع ایمپلنت، تاثیر استفاده از FGM در دو جهت محوری و شعاعی مورد بررسی قرار گرفت. نتایج بدست آمده عبارتند از:

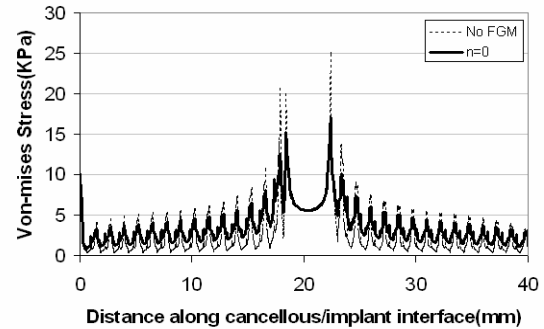
در حالت FGM محوری، تنش حداکثر در استخوان اسفنجی به مقدار ۰/۳۵ مقدار ایمپلنت تیتانیومی رسید، اما تنش در استخوان غشائی افزایش پیدا کرد.

در حالت FGM شعاعی، تنش حداکثر در استخوان اسفنجی به مقدار ۰/۷ مقدار ایمپلنت تیتانیومی رسید و تنش در استخوان غشائی تغییر چندانی نداشت.

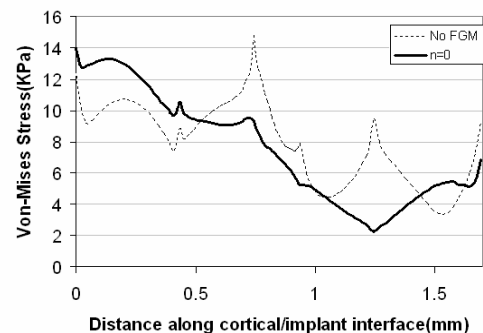
استفاده از مواد FGM برای ایمپلنت‌های دندانی باعث افزایش عمر ایمپلنت و موفقیت بالینی بیشتر خواهد شد.

۵- مراجع

- [1] L. Kong, B. Liu, D. Li, Y. Song, A. Zhang, F. Dang, X. Qin, and J. Yang, "Comparative Study of 12 Thread Shapes of Dental Implant Designs: a Three Dimensional Finite Element Analysis," Journal of Modeling and Simulation, Vol. 2, No. 2, pp. 134-140, 2006.
- [2] W. Kakol, T. Łodygowski, M. Wierszycki, "Estimate of Tooth Implant Fatigue under Cyclic Loading," Computer Methods in Mechanics, June 3-6, 2003, Gliwice, Poland.
- [3] C.-L. Lin, Y.-C. Kuo, T.-S. Lin, "Effects of Dental Implant Length and Bone Quality on Biomechanical Responses in Bone around Implants: A 3-D Non-Linear Finite Element Analysis," Biomedical Eng Appl Basis Comm, Vol 17, pp. 44-49, 2005.
- [4] S. Pratapa, "Synthesis and Character of Functionally-Graded Aluminium Titanate/ Zirconia-Alumina Composite," Master of Science Thesis, Curtin University of Technology, April 1997.
- [5] X. Qian and D. Dutta, "Feature Methodologies for Heterogeneous Object Realization," Department of Mechanical Engineering, University of Michigan, Ann Arbor, MI 48109-2125, 2004.
- [6] H.S. Hedia. "Design of Functionally Graded Dental Implant in the Presence of Cancellous Bone," Journal of Biomedical Matererials Research Part B: Applied Biomaterials, Vol. 75B, pp. 74-80, 2005.
- [7] W. Suchanek and M. Yoshimura, "Processing and Properties of Hydroxyapatite-Based Biomaterials for Use as Hard Tissue Replacement Implants," Journal of Material Research, Vol. 13, No. 1, 1998.

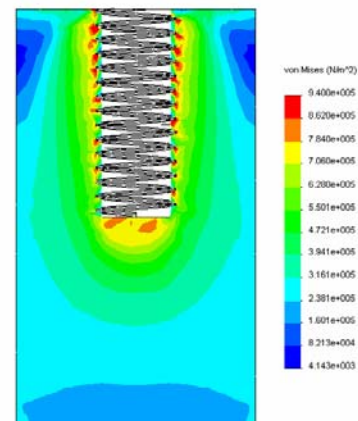


شکل ۱۳: تنش معادل فون مایز در استخوان اسفنجی



شکل ۱۴: تنش معادل فون مایز در استخوان غشائی

برای تحقیق در مورد صحت جواب‌ها، حالت بهینه در حالت سه بعدی تحلیل گردیده و کانتور تنش معادل فون مایز در استخوان اسفنجی در سطح تقارن آن رسم شده است (شکل ۱۵). ملاحظه می‌شود که تنش حداکثر از 1.67MPa در حالت تیتانیومی به 0.94MPa در حالت بهینه رسیده است که با نتایج بدست آمده از تحلیل دو بعدی نیز تطابق دارد. علاوه بر این مشاهده می‌شود که به جای اینکه در انتهای ایمپلنت تمرکز تنش شدیدی ایجاد شود، تنش بصورت یکنواخت تری در طول ایمپلنت توزیع شده است.



شکل ۱۵: کانتور تنش در استخوان اسفنجی