

شبیه‌سازی عملکرد مکانیکی ایمپلنت‌های دندانی ساخته شده از مواد حافظه‌دار با استفاده از روش المان محدود

علی امیری^۱، علیرضا عرب سلغار^{۲*}، رضا مهرابی^۲

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه ولی عصر (عج)، رفسنجان، ایران

^۲ استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه ولی عصر (عج)، رفسنجان، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۹۸/۱/۳۰ - تاریخ پذیرش: ۹۸/۴/۱۲

Simulation of Mechanical Behavior of Dental Implant Made of Shape Memory Alloy Using the Finite Element Method

Ali Amiri¹, Alireza Arab Solghar^{2*}, Reza Mehrabi²

¹ MSC Student, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Vali-e-Asr University of Rafsanjan, Iran.

² Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Vali-e-Asr University of Rafsanjan, Iran.

Received: 19 April 2019; Accepted: 25 May 2019

Introduction: Shape-memory alloys (SMAs) hold a prominent place in medical and dental applications due to their high compatibility with the body, corrosion resistance and, unique mechanical properties. The aim of this study was to assess the influence of SMA dental implants on the stress distribution of the implants and bone.

Materials and Methods: A dental implant was subjected to axial and transverse forces and the results were extracted using finite element methods. To this end, a sample of an existing dental implant with a section of the bone was simulated using Abaqus software and analyzed statistically. Finally, the magnitude of stress in the SMA implant was compared with that of the implant made of common materials.

Conclusion: The magnitude of stress in the SMA implant was lower, compared to that of nickel-titanium implant. Moreover, the nitinol implant at the points which were under higher force and stress showed lower levels of the transformed values of stress to the jaw bone, compared to the nickel-titanium implant.

Key words: Shape-memory implant, Stress Analysis, Finite element, Bone quality.

*Corresponding Author: a.arabsolghar@vru.ac.ir

J Mash Dent Sch 2019; 43(3): 242-52.

چکیده

مقدمه: آلیاژهای حافظه‌دار به دلیل سازگاری بالا با بدن، مقاومت به خوردگی مناسب و خواص مکانیکی منحصر به فرد جایگاه ویژه‌ای در پزشکی و دندانپزشکی به خود اختصاص داده‌اند. هدف از این انجام این مطالعه، بررسی اثر استفاده از ایمپلنت‌های دندانی ساخته شده از آلیاژهای حافظه‌دار بر روی توزیع تنش در ایمپلنت و استخوان فک بود.

مواد و روش‌ها: یک ایمپلنت دندانی تحت اثر نیروهای عمودی و عرضی قرار گرفت و نتایج با استفاده از روش‌های المان محدود استخراج گردید. بدین منظور یک نمونه از ایمپلنت‌های دندانی موجود به همراه بخشی از استخوان فک در نرم‌افزار آباکوس شبیه‌سازی شد و به صورت استاتیکی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. در نهایت میزان تنش موجود در ایمپلنت با سایر ایمپلنت‌های موجود که از مواد معمولی ساخته شده‌اند مقایسه گردید.

یافته‌ها: مقادیر تنش در ایمپلنت در حالتی که ایمپلنت حافظه‌دار مورد استفاده قرار می‌گیرد، نسبت به زمانی که ایمپلنت نیکل-تیتانیوم استفاده شده بود، کمتر بود. همچنین، در نقاطی که تحت تأثیر نیرو و تنش بیشتری قرار داشتند، مقادیر تنش انتقال یافته از ایمپلنت نایتینول نسبت به ایمپلنت نیکل-تیتانیوم به استخوان فک کمتر بود.

کلمات کلیدی: ایمپلنت حافظه‌دار، تحلیل تنش، المان محدود، کیفیت استخوان.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۸ / دوره ۴۳ / شماره ۳: ۲۴۲-۵۲

مقدمه

در سال ۱۹۵۲ برای پروفیسور برنمارک در آزمایشگاه یک حادثه به شدت خوش یمن رخ داد که بیشتر دانشمندان آن را یک خوشبختی غیرمترقبه می‌نامند. بیشتر نگرانی دکتر برنمارک از این جهت بود که بازیافتن و ترمیم میکروسکوپی تیتانیوم با تکیه‌گاه استخوانی که در تحقیقات ارتوپدیک استفاده می‌کرد، غیرممکن بود. تیتانیوم ظاهراً می‌تواند به‌طور تغییرناپذیر، در بافت استخوانی باقی بماند (مشاهداتی که با تئوری‌های علمی معاصر تناقض دارد).^(۱)

تاکنون مطالعات گسترده‌ای در زمینه مدل‌سازی و تحلیل رفتار مکانیکی ایمپلنت‌های دندانی انجام گرفته است. Tian و همکاران^(۲) به بررسی تأثیر اباتمنت‌های زاویه‌دار در افزایش یا کاهش تنش در اطراف استخوان واحد ایمپلنت‌های دندانی پرداختند و نتیجه گرفتند هنگامی که ایمپلنت در موقعیت ایده‌آل نباشد تنش‌ها با بکار بردن ایمپلنت زاویه‌دار کاهش می‌یابد.

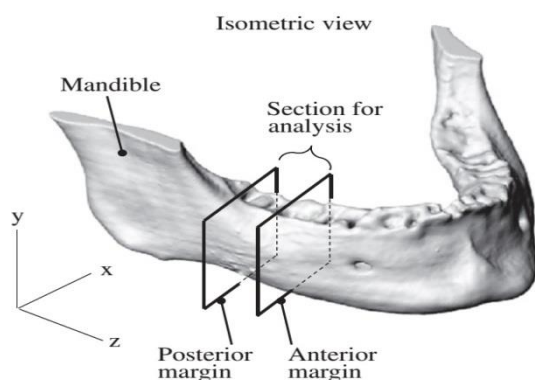
Dorogoy و همکاران^(۳) بیان کردند نیروی گشتاور جهت قرارگیری ایمپلنت در استخوان فک به مشخصه‌های مکانیکی استخوان، اصطکاک بین ایمپلنت و استخوان و همچنین سرعت زاویه‌ای مجاز حین فرآیند کاشت وابسته است. نتایج آن‌ها نشان داد که گشتاور به‌تنهایی جهت قرار دادن ایمپلنت در استخوان فک کافی نمی‌باشد و علاوه بر آن به یک نیروی عمودی حداقل جهت تکمیل فرآیند کاشت ایمپلنت نیاز است.

از دست دادن ایمپلنت بعد از قرارگیری درون فک در نتیجه شرایط مکانیکی ایجاد شده اطراف آن امکان‌پذیر است. بر اساس مطالعات Pirjamalineisiani و همکاران^(۴) با استفاده از روش‌های اجزا محدود (FEM)، شرایط مختلف دریل جهت قرارگیری ایمپلنت درون فک، مورد آزمایش قرار گرفت. آن‌ها نتیجه گرفتند که سرعت‌های مختلف

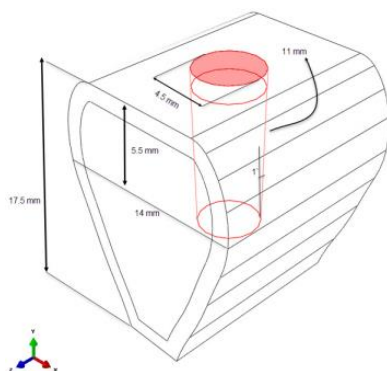
دریل استخوان، شکل هندسی متفاوتی در سوراخ ایجاد می‌کند. نتایج آن‌ها نشان داد که حداکثر تنش‌های اصلی، کمترین مقدار را در فرم جدید استخوان کورتیکال که با سرعت دریل 400 rpm ایجاد شده بود را داشت. همچنین نتایج مشابهی برای حالتی که مته تحت زاویه ۷۰ درجه و سرعت ۱/۵ mm/s بود، بدست آمد. در پایان آن‌ها گزارش کردند که شرایط دریل بر روی توزیع تنش روی استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده اثرگذار می‌باشد هرچند نمی‌توان رابطه‌ی مستقیمی بین پارامترهای مختلف دریل کردن استخوان و اندازه بزرگی تنش‌ها مشاهده کرد.

Arab Solghar و همکارش^(۵) رفتار مکانیکی مینی ایمپلنت‌های دندانی را با یکدیگر مقایسه کردند و نتیجه گرفتند که در کلیه سیستم‌های مینی ایمپلنت مورد مطالعه، الگوی توزیع تنش در استخوان کورتیکال مشابه بود. همچنین حداکثر تنش در گردن ایمپلنت در محل اولین رزوه ایمپلنت مشاهده شد. Yazdani و همکاران^(۶) به بررسی تأثیر پوشش دهی نانو ذرات هیدروکسی آپاتایت بر روی ویژگی‌های ایمپلنت پرداختند و با جمع‌آوری پژوهش‌های صورت گرفته در این زمینه مشخص گردید که نانو ذرات هیدروکسی آپاتایت دارای واکنش‌پذیری بالایی با استخوان است و اجازه می‌دهد که ذرات استخوان به ایمپلنت بچسبند و یک پوشش مشابه طبیعی را روی سطح ایمپلنت ایجاد کنند.

de la Rosa Castolo و همکاران^(۷) به بررسی مقاومت مکانیکی و نقطه شکست در یک ایمپلنت تحت شرایط استاندارد پرداختند و نتیجه گرفتند که مقاومت ایمپلنت در مقابل شکست را می‌توان با بهبود ویژگی‌های تماس ایمپلنت و استخوان تا میزان ۴۱ درصد افزایش داد. همچنین با تغییر نوع ایمپلنت تا ۲۰ درصد و بر اساس طول پیچ



تصویر ۱: محل قطع جدا شده از فک جهت تحلیل مسئله^(۸)



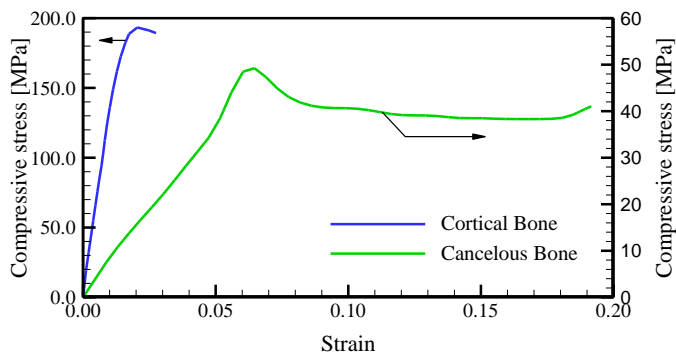
تصویر ۲: مقطع مدل شده از استخوان فک به همراه قسمت دریل شده مطالعه حاضر

استخوان تراپکولار با لایه‌ای از استخوان کورتیکال پوشانده شده است و خواص این لایه‌ها از جمله چگالی و خواص مکانیکی با توجه به سن و جنس می‌تواند متفاوت باشد. همچنین ضخامت لایه کورتیکال در همه جای فک یکسان نمی‌باشد. تحقیقات نشان داده است که خواص الاستیک استخوان ایزوتروپیک می‌باشد.^(۲) به علاوه استخوان به صورت یک ماده هموژن با رفتار الاستیک خطی فرض می‌شود.^(۹) در تصویر ۳ نمودار تنش- کرنش استخوان فک به همراه مقادیر مربوط به تنش تسلیم و شکست برای استخوان‌های کورتیکال و تراپکولار مشخص شده است. همچنین خواص الاستیک و پلاستیک استخوان فک

ایمپلنت تا ۴ درصد و با تغییر عمق فرورفتگی ایمپلنت در استخوان تا ۱/۴ درصد، مقاومت ایمپلنت افزایش می‌یابد. ایمپلنت‌های دندان پزشکی موجود به چهار دسته تقسیم‌بندی می‌شوند که با توجه به درصد کربن، نیتروژن، اکسیژن و آهن از تیتانیوم خالص تولید می‌شوند. ایمپلنت‌های پیشرفته دارای سطحی بافتی شکل می‌باشند که سبب افزایش پتانسیل متریال ایمپلنت به منظور فرایند استواینترگیشن می‌شود. پیشرفت‌های اخیر در زمینه مواد ایمپلنت‌ها شامل ترکیبی از مواد سرامیکی و فلزی می‌باشد که هم کاربرد و هم ظاهر ایمپلنت‌ها را بهبود بخشیده است. با توجه به مرور مطالب بالا، می‌توان گفت که تا به حال مطالعه‌ای در زمینه اثر مواد نایتینول در بررسی رفتار مکانیکی ایمپلنت‌های دندانی انجام نگرفته است. بنابراین در مطالعه حاضر، تأثیر ایمپلنت‌های ساخته شده با آلیاژهای حافظه‌دار و نحوه توزیع تنش در ایمپلنت و استخوان فک مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

مواد و روش‌ها

جهت تحلیل رفتار مکانیکی، در ابتدا مدل‌سازی استخوان فک در نرم‌افزار آباکوس انجام شد که شامل قسمتی از استخوان فک پایین بود (تصویر ۱). همان‌طور که در تصویر ۲ نشان داده شده است استخوان فک شامل دو بخش تراپکولار و کورتیکال است. استخوان کورتیکال به ضخامت تقریبی ۱/۲ میلی‌متر می‌باشد که استخوان تراپکولار را احاطه کرده است. قطر دهانه سوراخ ایمپلنت ۴/۵ میلی‌متر می‌باشد که تحت زاویه یک درجه به درون استخوان نفوذ کرده است.

تصویر ۳: نمودار تنش-کرنش استخوان فک^(۸)

(تراابکولار و کورتیکال) شامل مدول یانگ، ضریب پواسون، چگالی، تنش تسلیم و کرنش پلاستیک در جدول ۱ خلاصه شده‌اند.

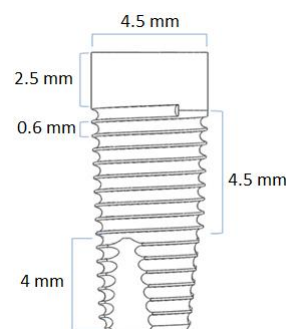
تصویر ۴ شماتیک و ابعاد ایمپلنت شبیه‌سازی شده در مطالعه حاضر را نشان می‌دهد. ایمپلنت دارای طول کلی ۱۱ میلی‌متر می‌باشد. علاوه بر این در جداول ۱ و ۲ به ترتیب خواص مکانیکی مربوط به ایمپلنت تجاری از نوع نیکل-تیتانیوم و ایمپلنت از نوع آلیاژهای حافظه‌دار (نایتینول) مشخص شده است.

جدول ۱: خواص مکانیکی استخوان فک و ایمپلنت مورد مطالعه^(۸،۱۰)

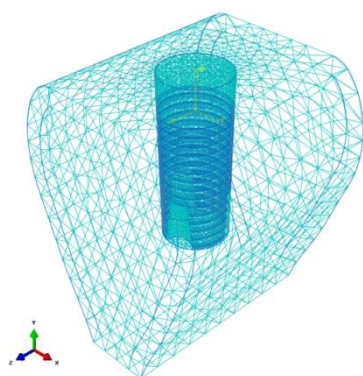
چگالی (ρ) (kg/mm^3)	ضریب پواسون (ν)	مدول یانگ (E) (N/mm^2)		
1.8×10^{-7}	۰/۳	۹۰۰۰	کورتیکال	استخوان نوع اول
0.3×10^{-7}	۰/۳۵	۷۰۰	تراابکولار	
1.8×10^{-7}	۰/۳	۱۳۷۰۰	کورتیکال	استخوان نوع دوم
0.3×10^{-7}	۰/۳	۱۳۷۰	تراابکولار	
$0.5/4 \times 10^{-7}$	۰/۳	۱۱۰۰۰۰		ایمپلنت‌های تیتانیوم

جدول ۲: خواص مکانیکی آلیاژ حافظه‌دار^(۱۱)

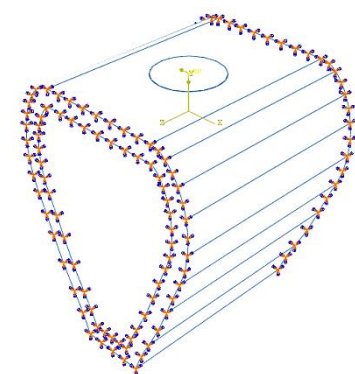
۴۰۰۰۰	E_A (MPa)	مدول الاستیسیته آستنیت
۳۰۰۰۰	E_M (MPa)	مدول الاستیسیته مارتنزیت
۰/۳۳	ν (-)	ضریب پواسون
-۸۸	M_F ($^{\circ}\text{C}$)	دمای نهایی مارتنزیت
-۳۳	M_S ($^{\circ}\text{C}$)	دمای شروع مارتنزیت
-۲۳	A_S ($^{\circ}\text{C}$)	دمای شروع آستنیت
-۸	A_F ($^{\circ}\text{C}$)	دمای نهایی آستنیت
۲۰	σ_s (MPa)	تنش شروع تغییر فاز مارتنزیت
۱۰۰	σ_f (MPa)	تنش پایان تغییر فاز مارتنزیت
۵/۷	C_M (MPa/ $^{\circ}\text{C}$)	شیب ناحیه تغییر فاز مارتنزیت
۸/۶	C_A (MPa/ $^{\circ}\text{C}$)	شیب ناحیه تغییر فاز آستنیت
۰/۰۳۹	ε^* (-)	کرنش



تصویر ۴: ابعاد ایمپلنت مورد استفاده در مدل‌سازی



(الف)



(ب)

تصویر ۵: مدل کامل از استخوان و ایمپلنت؛

(الف) مش بندی هندسه؛ (ب) قیود مربوط به استخوان

بارگذاری ایمپلنت در این مطالعه با اعمال نیرویی به بزرگی ۱۷/۱ نیوتون در راستای محور x (راستای افقی) و جابجایی به اندازه ۰/۱ میلی متر در خلاف جهت محور Y (راستای عمود) بود (میزان جابجایی ایجاد شده در دندان بر اثر یک نیروی ۱۰۰ نیوتونی به اندازه ۰/۱ میلی متر بود).^(۱۲) علاوه بر این هر دو انتهای سمت راست و چپ ایمپلنت به طور کامل مقید شده بودند. (تصویر ۵-ب)^(۹)

یافته ها

جهت مقایسه نتایج به دست آمده از آنالیز اجزا محدود از دو شاخص تنش فون مایز و تنش در سطح مشترکها استفاده می شود. شایان ذکر است که از معیار تنش فون

در مطالعه حاضر، هندسه سه بعدی ایمپلنت مدل شده به همراه استخوان فک، در نرم افزار آباکوس با استفاده از روش المان محدود مورد تحلیل قرار گرفت. نرم افزار Abaqus (Rhode Island, USA) مورد استفاده ویرایش سال ۲۰۱۶ می باشد. قرارگیری ایمپلنت در استخوان فک دارای ابعادی برابر با قطر دهانه سوراخ ۴/۵ میلی متر با عمق ۱۱ میلی متر بود که تحت زاویه انحراف منفی یک درجه به سمت تحتانی استخوان ایجاد شده بود. طول مقطع استخوان ۱۷/۵ میلی متر بود و بیشترین عرض در فاصله ۵/۵ میلی متری از سطح استخوان به اندازه ۱۴ میلی متر بود (تصویر ۲).

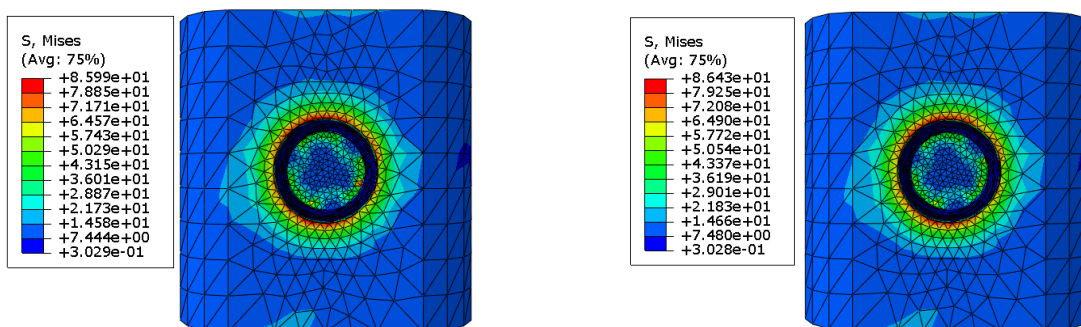
از المانهای چهاروجهی چهار گره ای با توابع شکل مرتبه دو برای تقسیم هندسه به اجزاء محدود استفاده شد، این المان دارای سه درجه آزادی در هر گره شامل جابجایی در جهت محورهای مختصات بود.^(۲) در حالت کلی برای یک مدل پیچیده با تعداد المانهای یکسان، المانهای مرتبه دو نتایج بهتری را نسبت به المانهای مرتبه یک حاصل می کنند، زیرا اولاً مرزهای دارای انحنا را بهتر پوشش می دهند و ثانیاً تقریب ریاضی بهتری را ایجاد می کنند. در تمام آنالیزها، المان بندی مدل در نواحی حساس کنترل شد به طوری که اینترفیسها با اندازه ای کوچک تر المان بندی شده است. نوع تماس در اینترفیسها از نوع سطح به سطح و به صورت کاملاً باند شده تعریف شد. از آنجایی که طی فرآیند استواینتریژیشن، استخوان اطراف دندان، خودش را با هندسه ایمپلنت تطابق می دهد لذا در اینترفیسها، Master به عنوان سطح ایمپلنت و Slave به عنوان سطح استخوان تعریف شده است.^(۸)

جهت بررسی استقلال حل از چگالی مش، تراکم المان بندی متفاوتی بکار گرفته شد و در نهایت هندسه با تعداد ۷۱۰۰۰ المان به عنوان شبکه بهینه حاصل گردید (تصویر ۵-الف).

شده است. تحلیل نتایج نشان می‌دهد که در هر دو حالت، حداکثر تنش دقیقاً در محل تماس ایمپلنت و استخوان کورتیکال ایجاد شده بود. همچنین حداکثر تنش فون مایز در حالتی که از آلیاژهای حافظه‌دار استفاده شده بود، کاهش یافته بود. علت این کاهش مربوط به مدول الاستیسیته پایین‌تر آلیاژهای حافظه‌دار در مقایسه با نیکل-تیتانیوم و در نتیجه انتقال میزان تنش کمتر به استخوان فک بود. تحت اثر جابجایی یکسان، میزان نیروی ایجاد شده در ایمپلنت حافظه‌دار از نیروی ایجاد شده در ایمپلنت معمولی کمتر بود. (تصویر ۷)

مایز برای پیش‌بینی شکست در قطعات و از شاخص تنش در سطح مشترک‌ها برای پیش‌بینی گسیختگی بین دو ماده استفاده می‌شود. در این مطالعه تلاش بر آن بود که مقادیر حداکثر تنش فون مایز و کرنش ایمپلنت‌های دندانی در دو حالت ساخته شده از نیکل-تیتانیوم و ساخته شده از آلیاژهای حافظه‌دار با یکدیگر مقایسه شوند. در توزیع تنش فون مایز شکل‌های زیر، رنگ آبی مربوط به نقاط با کمترین تنش و رنگ قرمز مربوط به نقاط با بیشترین تنش ایجاد شده می‌باشد.

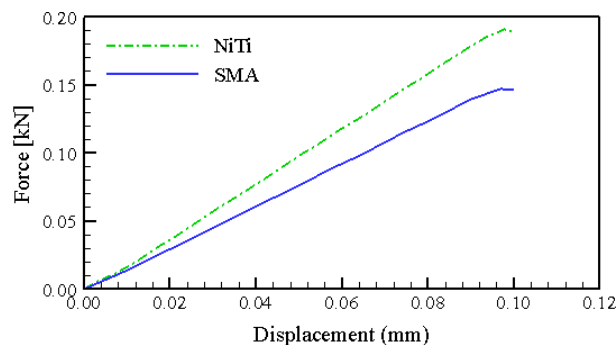
در تصویر ۶ توزیع تنش فون مایز در دو نوع ایمپلنت ساخته شده از نیکل-تیتانیوم و آلیاژ حافظه‌دار نشان داده



(ب)

(الف)

تصویر ۶: مقادیر تنش فون مایز در استخوان فک؛ (الف) ایمپلنت معمولی؛ (ب) ایمپلنت حافظه‌دار

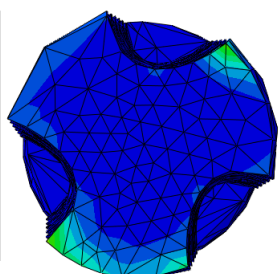
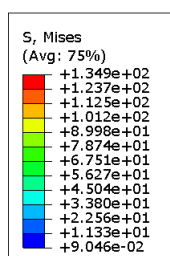


تصویر ۷: مقایسه مقادیر نیرو-جابجایی مربوط به ایمپلنت معمولی و ایمپلنت حافظه‌دار

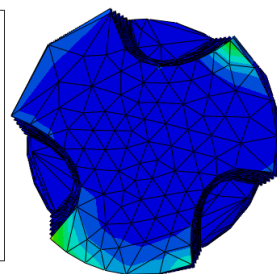
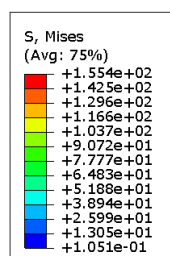
کرنش بیشتر می‌شود. در این مورد نیز می‌توان رفتار آلیاژ حافظه‌دار را به‌واسطه خواص منحصر به فردش مشاهده نمود.

مقایسه مقادیر تنش نشان داده شده در نمودار ۲ در راستای طول سوراخ ایجاد شده در استخوان نشان می‌دهد که در این مکان نیز ایمپلنت شبیه‌سازی شده با آلیاژهای حافظه‌دار مقادیر تنش کمتری در استخوان فک ایجاد می‌نماید.

در تصویر ۸ توزیع تنش در ایمپلنت معمولی و حافظه‌دار نشان داده شده است. همان‌گونه که مشخص است حداکثر تنش معادل در ایمپلنت حافظه‌دار به‌واسطه مدول الاستیسیته پایین‌تر مقدار کمتری نسبت به نوع معمول دارد. در نمودار ۱ نمودار تنش-کرنش دو ایمپلنت مورد مطالعه برای یک المان یکسان نمایش داده شده است. شیب نمودار تنش-کرنش مربوط به نوع حافظه‌دار کمتر از نوع معمول می‌باشد، این حالت موجب ایجاد مقادیر تنش کمتر در

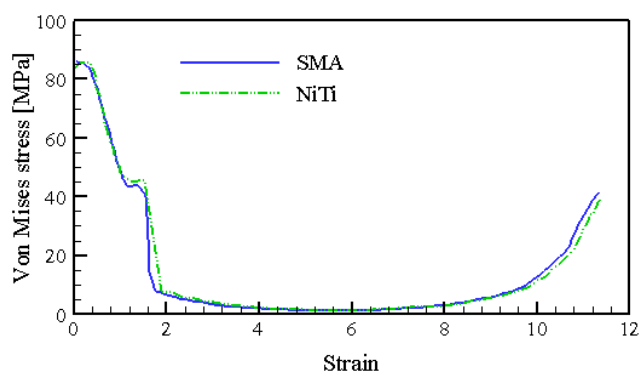


(ب)

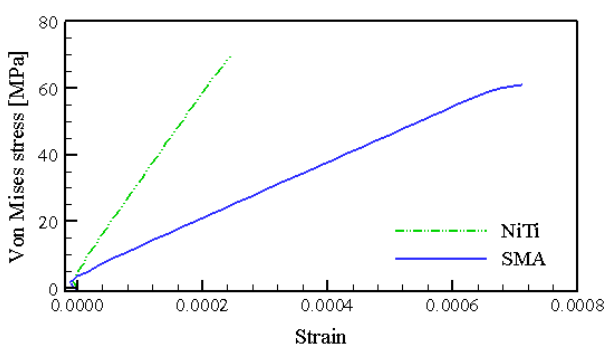


(الف)

تصویر ۸: توزیع تنش فون مایز در ایمپلنت دندانی؛ (الف) معمولی؛ (ب) حافظه‌دار

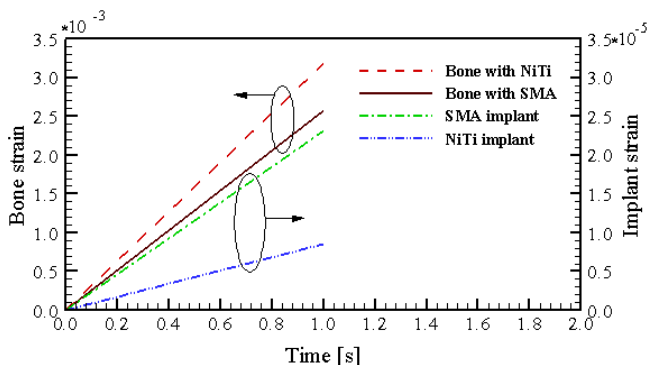


نمودار ۲: نمودار تنش بر حسب جایجایی در راستای طولی استخوان فک



نمودار ۱: تغییرات تنش در مقابل کرنش در دو نوع ایمپلنت

با مدول الاستیسیته یکسان، ماده‌ای که کرنش بیشتری داشته باشد تنش بیشتری را نیز خواهد داشت.



نمودار ۳: مقایسه مقادیر کرنش در استخوان و ایمپلنت نیکل-تیتانیوم و حافظه‌دار

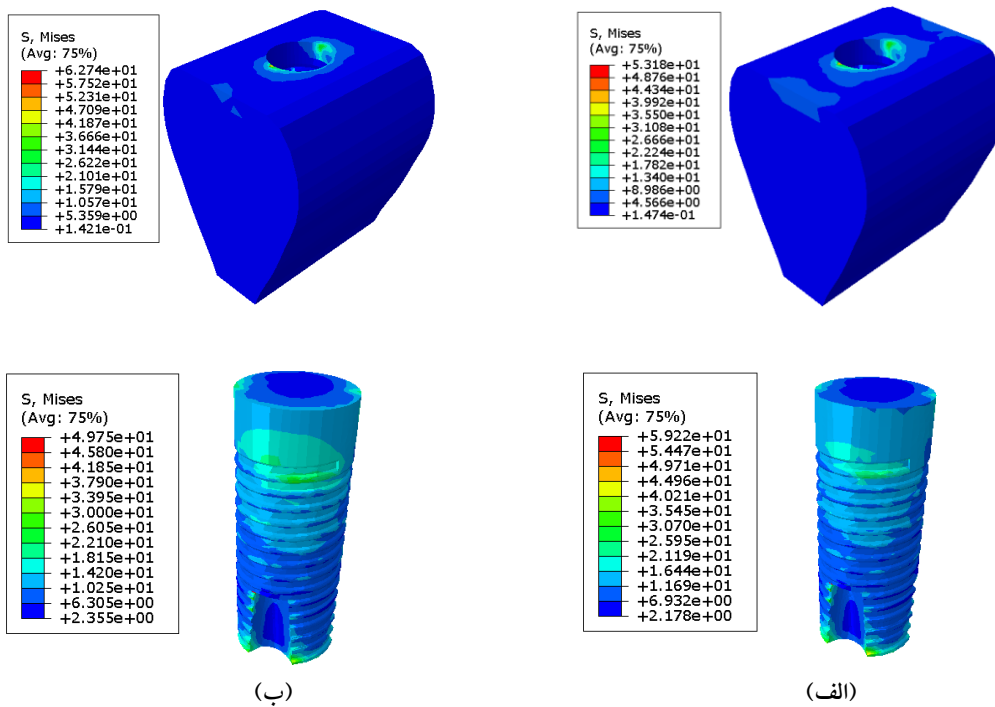
با تغییر جنس استخوان فک و در حقیقت افزایش مدول الاستیسیته استخوان (مقایسه استخوان نوع اول و دوم) در تماس با ایمپلنت نیکل-تیتانیوم، مقادیر تنش هم در استخوان فک و هم در ایمپلنت نسبت به استخوان نوع اول کاهش می‌یابند. علت را می‌توان در تماس بین سطوح و افزایش مدول الاستیسیته استخوان دانست. همچنین تیتانیوم به علت دارا بودن مدول الاستیسیته بالاتر با قابلیت جذب تنش بیشتر، تنش کمتری را به استخوان منتقل می‌کند. همواره در استخوان فک بیشترین تنش توسط استخوان کورتیکال به دلیل دارا بودن مدول الاستیسیته بالاتر و حفاظت از استخوان نرم‌تر (تراپکولار) تحمل می‌شود.

با افزایش مدول الاستیسیته استخوان، تأثیر بیشتر در مقادیر تنش بر روی ایمپلنت حافظه‌دار به وجود آمده است. استخوان با مدول الاستیسیته بالا نسبت به کرنش ایجاد شده از سمت ایمپلنت مقاومت بیشتری نشان می‌دهد و تحت شرایط بارگذاری یکسان موجب کاهش مقادیر تنش می‌شود.

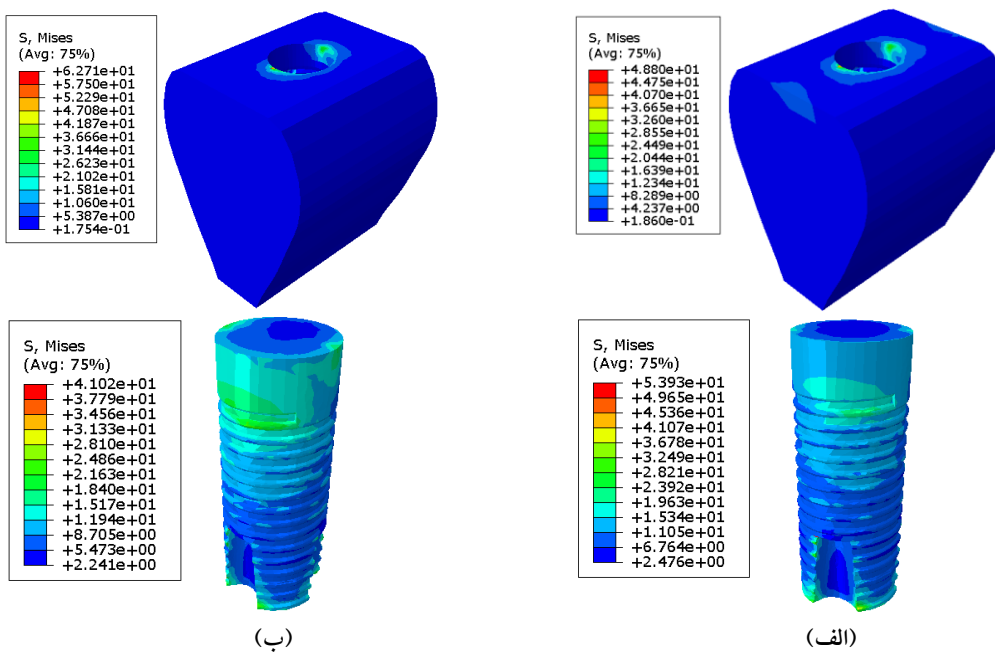
جهت بررسی اثر مقدار نیروی وارد به ایمپلنت بر روی رفتار مکانیکی استخوان فک و ایمپلنت دندانی، نیرویی به بزرگی ۲۰۰ نیوتن در راستای عمود بر ایمپلنت و نیروی ۱۷/۱ نیوتن در راستای عرضی بر روی ایمپلنت اعمال گردید و نتایج برای استخوان فک نوع اول و دوم ارائه گردید. تصاویر ۹ و ۱۰ به ترتیب توزیع تنش در ایمپلنت و استخوان فک نوع اول و دوم را نشان می‌دهند.

همان‌طور که در تصاویر ۹ و ۱۰ مشاهده می‌شود بیشترین مقدار تنش در استخوان فک توسط استخوان کورتیکال که در تماس با سطح فوقانی ایمپلنت قرار دارد رخ می‌دهد. با توجه به جهت بارگذاری ایمپلنت، بیشترین مقادیر تنش در بخشی از ایمپلنت که تحت بیشترین تأثیر از بار ۱۷/۱ نیوتن قرار داشت، رخ داد. مقاطع برش خورده از ایمپلنت که در فرآیند استخوان‌سازی پر می‌شوند، جزء نواحی در ایمپلنت می‌باشند که به علت تأثیر تمرکز تنش و بار عمودی، بیشترین تنش را تحمل می‌کنند.

همچنین کمترین مقدار تنش مربوط به استخوان تراپکولار می‌باشد، زیرا دارای کمترین مقدار مدول الاستیسیته می‌باشد. با دقت در مقادیر تنش متوجه می‌شویم که تنش اعمال شده به استخوان فک که در تماس با ایمپلنت حافظه‌دار می‌باشد افزایش بیشتری داشته است. برای توضیح علت این رفتار، ابتدا نمودارهای تنش-کرنش مربوط به هر دو نوع استخوان ترسیم شد. این نمودارها برای یک المان مشابه در هر دو حالت رسم می‌شود. با توجه به نمودار ۳، تحت بارگذاری مشابه، در ایمپلنت حافظه‌دار کرنش بیشتری در زمان یک ثانیه ایجاد می‌شود. از نمودار ۳ می‌توان دریافت که علت افزایش تنش در استخوان فک، در حالتی که از ایمپلنت حافظه‌دار استفاده می‌شود، ایجاد کرنش بیشتر در سطوح تماس با استخوان فک است و به دلیل آنکه استخوان برای هر دو مدل مشابه فرض شده است بنابراین



تصویر ۹: مقادیر تنش در استخوان فک نوع اول و ایمپلنت؛ (الف) نیکل - تیتانیوم؛ (ب) حافظه‌دار



تصویر ۱۰: مقادیر تنش در استخوان فک نوع دوم و ایمپلنت؛ (الف) نیکل - تیتانیوم؛ (ب) حافظه‌دار

می‌باشد. برتری دیگر نایتینول نسبت به نیکل - تیتانیوم این است که می‌توان نایتینول‌هایی تولید نمود که دارای تخلخل باشند. مواد متخلخل، در اندازه‌ها و شکل‌های مختلف، به صورت تنها یا تقویت شده با سیم‌های نیکل - تیتانیوم به کار می‌روند. این گونه مواد به بافت‌های بدن، امکان رشد در داخل ایمپلنت‌ها را در کنار ایجاد تثبیت مناسب فراهم می‌کنند. علاوه بر این، ساختار متخلخل باز، اجازهٔ تلقیح ایمپلنت برای درمان‌های دارویی، به منظور شتاب بخشیدن به فرایند شکل‌گیری بافت جدید را فراهم می‌کنند. باید این موضوع را مدنظر داشت که می‌توان نایتینول‌های مختلفی با پارامترهای متفاوت ساخت که بهترین عملکرد را چه در شرایط بارگذاری مختلف و چه در شرایط دمایی گرم و سرد داشته باشد.

نتیجه‌گیری

بر اساس یافته‌های مطالعه حاضر می‌توان نتیجه گرفت که استفاده از آلیاژهای حافظه‌دار در ایمپلنت‌های دندانی موجب بهبود رفتار مکانیکی آن‌ها نسبت به نمونه‌های متداول ساخته شده از آلیاژهای نیکل - تیتانیوم می‌شود.

تشکر و قدردانی

بدینوسیله نویسندگان مراتب سپاسگزاری خود را از سرکار خانم دکتر محدثه عرب سلغار عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی کرمان به خاطر راهنمایی‌های ارزشمندشان اعلام می‌نمایند.

در مطالعه حاضر، بررسی توزیع تنش در ایمپلنت دندانی و استخوان فک انجام شد و در دو حالت مورد مقایسه قرار گرفت. در حالت اول ایمپلنت از بهترین انواع ایمپلنت‌های موجود در بازار انتخاب شد و مقادیر تنش هم برای استخوان و هم برای ایمپلنت مورد بررسی قرار گرفت. در حالت دوم ایمپلنت با آلیاژهای حافظه‌دار شبیه‌سازی شد و تنش‌های مربوطه استخراج گردید. پس از انجام مقایسه بین مقادیر استخراج شده از هر دو حالت مشخص شد که تنش ایجاد شده در ایمپلنت از جنس آلیاژهای حافظه‌دار در مقایسه با ایمپلنت معمولی کاهش داشت. این کاهش را می‌توان در استخوان فک نیز مشاهده نمود. فرآیند شبیه‌سازی ایمپلنت از آلیاژهای حافظه‌دار در دمای بدن (دمای ثابت) انجام گرفت که با توجه به مشخصات مکانیکی در نظر گرفته شده برای این آلیاژ، فرایند، کاملاً سوپر الاستیک انجام گرفته است. با توجه به تحلیل انجام گرفته مشخص می‌شود که تنش ایجاد شده در استخوان فک در هر دو حالت تقریباً یکسان می‌باشد. اما زمانی که مقادیر تنش، در راستای طولی سوراخ ایجاد شده در استخوان بررسی شد، مشخص شد که مقادیر تنش انتقال یافته در استخوان فک در حالتی که ایمپلنت حافظه‌دار مورد استفاده قرار می‌گیرد نسبت به زمانی که ایمپلنت نیکل - تیتانیوم استفاده می‌شود، کاهش بیشتری دارد. در نقاطی که تحت تأثیر نیرو و تنش بیشتری قرار دارند مقادیر تنش انتقال یافته از ایمپلنت نایتینول نسبت به ایمپلنت نیکل - تیتانیوم به استخوان فک کمتر

منابع

1. Branemark, P.I., et al., Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg, 1969. 3(2): p. 81-100.
2. Tian, K., et al., Angled abutments result in increased or decreased stress on surrounding bone of single-unit dental implants: A finite element analysis. Medical Engineering & Physics, 2012. 34(10): p. 1526-1531.
3. Dorogoy, A., et al., Modeling dental implant insertion. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2017. 68: p. 42-50.

4. Pirjamalineisiani, A., et al., Finite element analysis of post dental implant fixation in drilled mandible sites. *Computers in biology and medicine*, 2017. 81: p. 159-166.
5. Alireza, A.S. and A.S. Mohadese, Comparative study of mechanical characteristic of mini implants through implementation of real working condition using finite element method. *Journal of Research in Dental Sciences*, 2017. 51(1): p. 40-48.
6. Yazdani, J., et al., A short view on nanohydroxyapatite as coating of dental implants. *Biomedicine & Pharmacotherapy*, 2018. 105: p. 553-557.
7. de la Rosa Castolo, G., et al., Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions: A numerical approach by finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2018. 119(4): P. 611-619.
8. Guan, H., et al., Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process—A finite element study. *Finite Elements in Analysis and Design*, 2011. 47(8): p. 886-897.
9. Qian, L., et al., Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2009. 24(5): P. 877-86.
10. Savadi, R.C., et al., Influence of Implant Surface Topography and Loading Condition on Stress Distribution in Bone Around Implants: A Comparative 3D FEA. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2011. 11(4): p. 221-231.
11. Mehrabi, R., et al., Microplane modeling of shape memory alloy tubes under tension, torsion, and proportional tension-torsion loading. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2014: p. 1045389X14522532.
12. Djebbar, N., et al., Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *Materials & Design*, 2010. 31(4): P. 2097-2101.