

کاهش سپر تنش در استخوان ران با استفاده از پروتزهای ران ساخته شده از مواد توزیع شده

تابعی

کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران	هستیار جلیل زاده
نویسنده مسئول، استادیار، گروه مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران (ایمیل: allahverdizadeh@tabrizu.ac.ir)	اکبر اللهوردی زاده
استادیار، گروه مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران	بهنام داداش زاده

چکیده

تعویض کامل مفصل ران دارای مشکلاتی است که یکی از مهمترین آن، پدیده سپر تنش و ضعف رشد استخوان است. وقتی مدول الاستیسیته پروتز بالاتر از استخوان باشد، بیشتر بار فیزیولوژیکی به ایمپلنت منتقل می‌شود و استخوان تحلیل می‌رود. راه حل به حداقل رساندن آن و تقویت رشد استخوان، استفاده از مواد با مدول الاستیسیته نزدیک به استخوان برای پروتز است و مواد توزیع شده تابعی دارای تخلخل نتایج بهتری را نسبت به مواد دیگر نشان داده‌اند. در این مقاله از مدل استوانه و پروتز بر اساس ISO 7206-4 و مدل پروتز و استخوان استفاده شده و با روش اجزاء محدود تحلیل و نتایج تنش‌های وارده، سفتی پروتزها و ریز حرکت‌های بین پروتز و استخوان بررسی شده است. برتری این مطالعه نسبت به پژوهش‌های قبلی استفاده از مدل پروتز و استوانه برای هندسه‌های مختلف و بررسی ریز حرکت‌ها و تأثیر آن در رشد استخوان می‌باشد. نتایج نشان می‌دهد که استفاده از پروتزهای FGM متخلخل برای هر هندسه پروتز متفاوت در کاهش سپر تنش و رشد استخوان موثر می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: پروتز ران، مواد توزیع شده تابعی، تخلخل، سپر تنش، روش اجزا محدود، ریز حرکت.

Reducing the stress shield in the femur using hip prostheses made of functionally graded materials

Hastyar Jalilzadeh	Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran
Akbar Allahverdizadeh	Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran
Behnam Dadashzadeh	Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

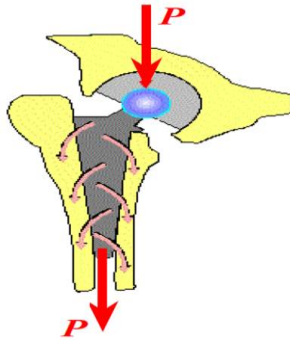
Abstract

Total hip joint replacement has problems, one of the most important of which is the stress shield phenomenon and weak bone growth. When the modulus of elasticity of the prosthesis is higher than that of the bone, most of the physiological load is transferred to the implant and the bone deteriorates. The solution to minimize it and strengthen bone growth is to use materials with elasticity modulus close to bone for prosthesis, and functionally graded materials (FGM) with porosity have shown better results than other materials. In this article, the model of cylinder and prosthesis based on ISO 7206-4 and the model of prosthesis and bone are used, and the results of applied stresses, stiffness of prostheses, and micromovements between prosthesis and bone are analyzed by the finite element method. The superiority of this study compared to previous studies is the use of prosthetic and cylinder models for different geometries and the investigation of micromovements and its effect on bone growth. The results show that the use of porous FGM prostheses for each different prosthesis geometry is effective in reducing the stress shield and bone growth.

Keywords: Femoral prosthesis, functionally graded materials, porosity, stress shielding, finite element method, micromotion

مقدمه

عوامل جراحی (مهارت ها و تجربه جراحی، از جمله انتخاب بیمار و دستگاه، سن، وزن و سطح فعالیت بدنی) مشخص می‌شود. هدف بالینی در تثبیت پایدار در تعویض مفصل را می‌توان از نظر انتقال بار از پروتز به استخوان بیان کرد. در پروتز ران مصنوعی، بارهای فیزیولوژیکی از طریق سر پروتز اعمال می‌شود و در قسمت دیستال، در زیر ساقه پروتز، این نیروها به طور کامل توسط استخوان قشر ران حمایت می‌شوند، همانطور که در شکل (۲) نشان داده شده است.

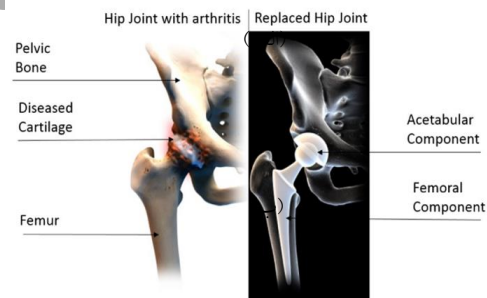


شکل ۲- الگوی انتقال بار در مجموعه استخوان و پروتز [۴]

موادی که در پروتزهای ران استفاده می‌شوند، مانند آلیاژهای مبتنی بر تیتانیوم، آلیاژهای کروم کبالت و فولاد ضد زنگ L316، همگی دارای مدول الاستیسیته بسیار بالاتر از استخوان هستند و هنگامی که پروتزی از جنس این مواد در استخوان ران کاشته می‌شود، بیشتر بار فیزیولوژیکی به پروتز منتقل می‌شود. انتقال بار تغییر یافته در استخوان ران کاشته شده منجر به کم بار شدن استخوان در مقایسه با حالت طبیعی آن می‌شود. در نتیجه استخوان، بافت زنده‌ای که به انتقال بار مکانیکی حساس است، با فرآیندی تطبیقی به نام بازسازی استخوان جرم

استخوان‌تریت و پوکی استخوان می‌توانند هر مفصلی در بدن را تحت تأثیر قرار دهند، اما در مفاصل ران و زانو شایع‌تر هستند و می‌توانند به تروما، نکروز آواسکولار، برخی بیماری‌های متابولیک، عفونت یا تغییرات مورفولوژی مفصل مانند دیسپلازی ران منجر شوند [۱]. هیچ درمانی برای آسیب‌های مفاصل ران وجود ندارد و در موارد شدید جایگزینی کامل مفصل ران تنها انتخاب است [۲].

جایگزینی کامل مفصل ران یا THA، یعنی جراحی تعویض مفصل ران با پروتز مصنوعی، یکی از موثرترین و موفق‌ترین مداخلات ارتوپدی برای چندین دهه بوده است، زیرا عملکرد را بازیابی می‌کند و درد را کاهش می‌دهد.



شکل ۱- بیماری‌های مفصلی ران و درمان با تعویض کامل آن [۳]

کیفیت تعویض مفصل به عوامل بالینی مانند عوارض پزشکی که بیمار ممکن است متحمل شود، وجود درد باقیمانده، نیازهای عملکردی و استقامت دستگاه پروتز بستگی دارد. کیفیت اساساً توسط عوامل طراحی پروتز (مواد، شکل پروتز، مفهوم تثبیت، و ابزار جراحی)،

خود را از دست می‌دهد. به این پدیده سپر تنش گفته می‌شود [۵].

پروتز با خواص مدول الاستیسیته کاهش یافته برای مطابقت با بافت استخوانی ممکن است بتواند چنین مشکلی را به حداقل برساند. بنابراین مواد کامپوزیتی با مدول الاستیسیته پایین با هدف تطبیق عدم تطابق خاصیت الاستیک بین ایمپلنت و استخوان میزبان مجاور معرفی شدند [۶].

در این راستا از بین مواد کامپوزیتی پیشنهادی، مواد توزیع شده تابعی (FGM) مناسب‌ترین ویژگی‌ها را در مقایسه با سایر کامپوزیت‌ها نشان داده‌اند زیرا خواص عالی آن‌ها باعث می‌شود که سپر تنش به حداقل برسد. مفهوم FGM برای اولین بار در سال ۱۹۸۴ در ژاپن و در پروژه‌های سفینه فضایی مطرح شد. پس از آن به علت ویژگی‌های خاص، استفاده از آن‌ها در بسیاری از زمینه‌ها مانند: صنایع نظامی، صنایع خودرو سازی، تجهیزات پزشکی، نیمه هادی‌ها و ابزارهایی که در دماهای بالا کار می‌کنند، گسترش یافت [۷].

اشکور و همکارانش پروتزهای ران با درجه‌بندی عملکردی (FGFP) با پیکربندی‌های هندسی مختلف با استفاده از تحلیل المان محدود سه بعدی را مورد مطالعه قرار دادند. FGFP متشکل از فولاد ضد زنگ- هیدروکسی آپاتیت و آلایژ تیتانیوم-هیدروکسی آپاتیت با اندیس کسر حجمی مختلف $n = 0, 0.1, 0.5, 1$ بود. نتایج نشان داد که چگالی انرژی کرنش در متافیز

پروگزیمال استخوان ران بیش از ۲۲ درصد در FGFP با پیکربندی‌های هندسی مختلف افزایش می‌یابد که با کاهش سپر تنش و متعاقبا کاهش تحلیل استخوان مطابقت دارد. بنابراین FGFP می‌تواند برای معرفی یک طرح بهینه جدید برای پروتز ران با سفتی قابل تنظیم استفاده شود که می‌تواند سپر تنش و تنش رابط را کاهش دهد. این وضعیت منجر به افزایش طول عمر کلی تعویض مفصل ران می‌شود [۸].

به منظور مدلسازی پروتزهای ران توزیع شده تابعی، هدیا و همکارانش طراحی پروتز به صورت یک ماده یک بعدی که در دو جهت طولی و عرضی بود و دو بعدی را مورد بررسی قرار دادند و هدف آن‌ها استفاده از مواد FGM به منظور توزیع مناسب تنش برشی و کاهش سپر تنش و همچنین مدلسازی این مواد برای استفاده در تحلیل المان محدود بود. نتیجه به این صورت شد که درجه بندی بهینه سپر تنش را تا ۸۳ درصد کاهش داد درحالی‌که حداکثر تنش برشی رابط را تا ۳۲ درصد در مقایسه با ساقه تیتانیوم همگن کاهش داد. این طرح منجر به کاهش سپر تنش در مدل یک‌بعدی شد، درحالی‌که در همان زمان، حداکثر تنش برشی رابط به ترتیب ۴۵ و ۶۳ درصد در مقایسه با طرح بهینه FGM یک بعدی و پروتز تیتانیوم همگن کاهش پیدا کرد [۹].

حرکت نسبی بین سطح پروتز ران و استخوان میزبان در حضور بارهای فیزیولوژیکی اعمال شده، ریز حرکت می‌باشد. ارزیابی ریز حرکت برای ارزیابی رشد بافت

استخوانی حیاتی است و مقادیر بیش از ۱۵۰ میکرومتر، بیش از حد در نظر گرفته شده و باعث ناپایداری ایمپلنت می‌شود [۱۰ و ۱۱ و ۱۲].

الزویی و همکارانش، تأثیر پروتزهای متخلخل طراحی شده به منظور کاهش تنش و ریز حرکت را مورد مطالعه قرار دادند. آن‌ها، با طراحی پروتز ران به صورت ساختارهای متخلخل درجه‌بندی شده عملکردی در جهت شعاعی به بررسی تمرکز بر انتقال تنش و ریز حرکات آن‌ها پرداختند. مقادیر ریز حرکت با افزایش تخلخل و بارهای فیزیولوژیکی و یا سرعت راه رفتن، افزایش یافت. از این رو، به بیمار توصیه شد که با سرعت کم راه برود تا از ریز حرکت زیاد پروتز جلوگیری کند که روی رشد بافت استخوانی تأثیر می‌گذارد و منجر به شکست ایمپلنت می‌شود. همچنین طرح‌های مرتبط با پروتز با تخلخل متوسط ۷۰ درصد در تمام سرعت‌های راه رفتن و ۵۰ درصد در سرعت راه رفتن ۵ کیلومتر در ساعت از نظر ریز حرکت ناموفق در نظر گرفته شد [۱۲].

در این پژوهش، با استفاده از روش المان محدود، مدل‌های پروتز و استوانه اپوکسی و مدل استخوان و پروتز، به منظور بررسی تأثیر استفاده از پروتزهای متخلخل FGM در کاهش سپر تنشی و تقویت رشد استخوان مورد تحلیل و بررسی قرار می‌گیرد. برخلاف بیشتر پژوهش‌های قبلی که پروتزهای FGM را بر اساس تخلخل آرایش توزیعی داده بودند و تعداد هندسه‌های

محدودی را بررسی کرده بودند، در این پژوهش با استفاده از ۹ هندسه و مدلسازی و تخصیص ماده یک-بعدی FGM به آن‌ها بر اساس مدل ریاضی این مواد، به بررسی نتایج پرداخته می‌شود. از دیگر نوآوری‌های این پژوهش می‌توان به استفاده از مدل پروتز تنها و استوانه بر اساس ISO 7206-4 به منظور بررسی سفتی پروتزهای FGM و میزان نزدیک شدن هر کدام از هندسه‌ها به سفتی استخوان و همچنین تحلیل ریز حرکات‌های بین استخوان و پروتزهای با هندسه‌های مختلف در مدل استخوان و پروتز برای بررسی تقویت رشد استخوان، اشاره کرد.

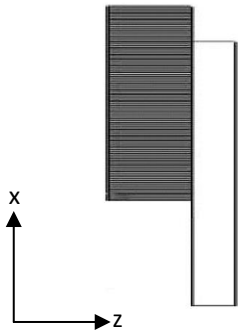
همچنین از چهار مقدار ۰، ۰،۱، ۰،۵ و ۱ برای اندیس کسر حجمی ماده FGM که در ادامه معرفی می‌شود، استفاده شد. شایان ذکر است که اندیس کسر حجمی برابر صفر همان ماده متراکم تیتانیومی است.

مواد و روش‌ها

پروتزهای ران انتخاب شده

سه پروفیل طراحی مطابق شکل (۳) و سه شکل دایره، بیضی و دوزنقه برای سطح مقطع دیستال و پروگزیمال پروتز (شکل (۴))، انتخاب ما برای این پژوهش بود. پس از استخراج نقشه‌های طراحی از مقالات [۱۳]، طراحی سه‌بعدی در نرم‌افزار Solidworks 2017 انجام شد.

دایره به عنوان نمونه برای نشان دادن نحوه تخصیص مواد FGM انتخاب شد. بنابراین پروتز به عنوان صفحه-ای (در صفحه xz) از FGM با تخلخل p در نظر گرفته می شود.



شکل ۶- شماتیک ماده FGM یک بعدی در صفحه xz

در شکل (۶) مدل یک بعدی از مواد FGM، بر روی جهت x توزیع شده است، کسر حجمی فلز (V_m) و سرامیک (V_c) و همچنین ضریب پواسون کل ماده با توجه به روابط (۱) و (۲) نشان داده شده است:

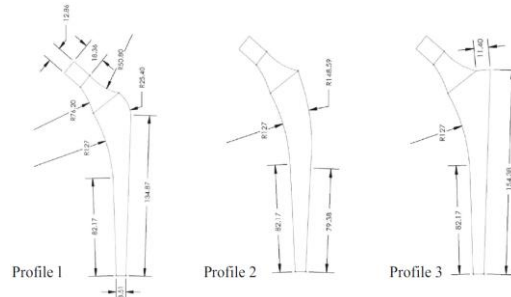
$$V_m = (y/l)^m, V_c = 1 - V_m \quad (1)$$

$$v = v_m V_m + v_c V_c \quad (2)$$

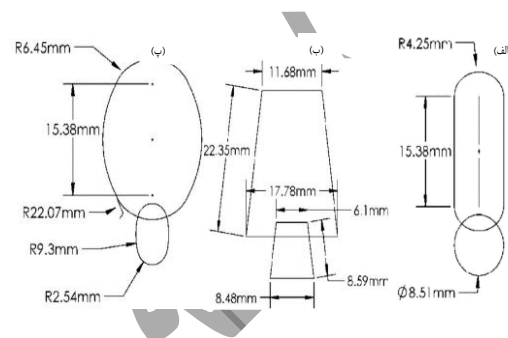
که در آن l طول کل پروتز و m یک پارامتر غیر همگن است که تغییرات ترکیب را از طریق طول کنترل می کند. ترکیب برای $m < 1$ از نظر فلز غنی است و برای $m > 1$ از نظر سرامیک غنی است. در این مطالعه و برای ماده FGM مدل پروتز و استوانه اپوکسی، $m = 0,0,1$ و برای مدل استخوان و پروتز از چهار مقدار $m = 0,0,1,0,5,1$ در نظر گرفته شد [۱۴]. همچنین v_m و v_c ضریب پواسون دو ماده تشکیل دهنده ماده FGM است.

تخلخل ماده FGM به صورت زیر بیان می شود [۹]:

$$p = A \left(\frac{y}{l}\right)^n \left[1 - \left(\frac{y}{l}\right)^c\right] \quad (3)$$



شکل ۳- پروفیل های انتخاب شده برای طراحی پروتزا

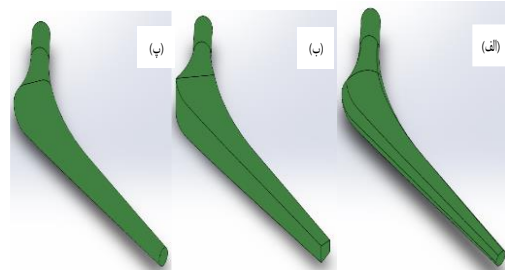


شکل ۴- سطح مقطع هر پروفیل از پروتزهای انتخاب شده:

(الف) پروگزیمال دایره ای و دیستال دایره ای (ب) پروگزیمال دوزنقه ای و دیستال دوزنقه ای (پ) دیستال بیضی پروگزیمال و بیضی

در شکل (۵) پروتزهای طراحی شده از پروفیل ۱ و

هندسه های مختلف قابل مشاهده است.



شکل ۵- هندسه های پروتز با پروفیل ۱ با سطح مقطع های

(الف) بیضی (ب) دوزنقه (پ) دایره

تخصیص مواد FGM دارای تخلخل به پروتز

یک مدل ساده از پروتز هیپ بدون سیمان که قبلاً توسط بسیاری از محققین استفاده شده بود، در این تحلیل استفاده شد و مدل پروتز با پروفیل یک و هندسه

سابروتین USDFLD و زبان برنامه‌نویسی فورتن، طراحی مدل‌های سه‌بعدی پروتزها در راستای y با پروفیل‌ها و سطح مقطع‌های اشاره شده انجام شد و با وارد کردن آن‌ها به محیط نرم‌افزار تحلیل اجزای محدود، طی مراحل و تنظیمات مربوط به مواد FGM و سابروتین و در پایان لینک کد نوشته شده با پسوند for به نرم‌افزار، مواد FGM به پروتزها در راستای y یا طول پروتز (از پایین به بالای پروتز) تخصیص داده شد.

مدل پروتز و استوانه براساس ISO 7206-4

همه مدل‌ها در ابتدا در مدل‌های المان محدود سه-بعدی در ABAQUS 6.17 ادغام شدند تا عملکرد پروتزهای طراحی شده در مورد استخوان ران دست‌نخورده بررسی شود. تنظیمات نشان داده شده در شکل (۷) براساس استاندارد ISO 7206-4 است. ایزویی که در این پژوهش مورد استفاده قرار گرفته است، عملکرد استقامتی اجزای ساقه‌دار ران پروتزهای مفصل ران و اجزای ساقه‌دار استخوان ران را که به تنهایی در تعویض‌های جزئی مفصل ران استفاده می‌شوند، شامل می‌شود.

تنظیمات در این ایزو به این صورت است که ساقه پروتز در داخل اپوکسی استوانه‌ای شکل با جهت‌گیری خاص ۹ درجه در صفحه جانبی و ۱۰ درجه در صفحه جلویی قرار گرفت که فاصله بین سر پروتز و سطح اپوکسی ۹۰ میلی‌متر است (شکل (۷)).

که A ، n و c پارامترهای دلخواه هستند که تخلخل را کنترل می‌کنند و مقادیر آن‌ها در این پژوهش به ترتیب ۰،۱ و ۱ خواهد بود [۱۵]. مقادیر مجهول در رابطه پارامتر تخلخل که تخلخل را کنترل می‌کنند، از نامساوی زیر پیروی می‌کنند و بر اساس این نامساوی بدست آورده شده‌اند:

$$\frac{((n+z)/n)^n}{1-(n/(n+z))^z} \geq A \geq 0 \quad (4)$$

از روابط زیر برای مدول الاستیسیته استفاده می‌شود [۹]:

$$E = \frac{E_0(1-p)}{1+p(5+8v)(37-8v)/\{8(1+v)(23+8v)\}} \quad (5)$$

که در آن E_0 برابر است با:

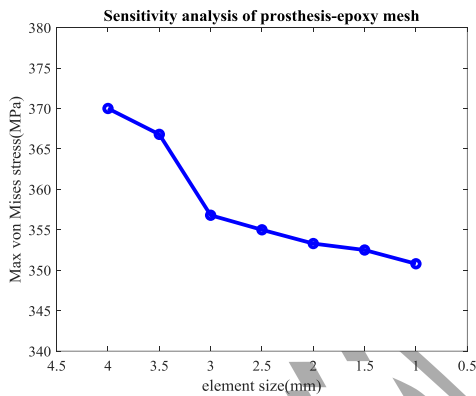
$$E_0 = E_c \left[\frac{E_c + (E_m - E_c)V_m^{2/3}}{E_c + (E_m - E_c)(V_m^{2/3} - V_m)} \right] \quad (6)$$

که E_m و E_c به ترتیب مدول الاستیسیته ماده سرامیکی و فلزی پروتز است.

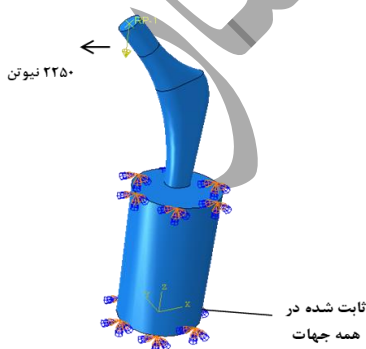
برای تخصیص دادن خواص ماده FGM به پروتزهای انتخاب شده و انتقال آن به نرم‌افزار تحلیل المان محدود آباکوس، نیاز به سابروتین نویسی روابط (۱) تا (۶) در زبان برنامه‌نویسی فورتن و در محیط نرم‌افزار Visual Studio 2012 بود. سابروتینی که برای این مدل‌سازی مورد استفاده قرار گرفته است، سابروتین USDFLD است که برای تعریف متغیرهای میدان در یک ناحیه خاص است. از کاربردهای رایج و معروف این نوع سابروتین نویسی در آباکوس می‌توان به مدل‌سازی مواد FGM اشاره کرد.

پس از کدنویسی روابط ذکر شده با استفاده از

اپوکسی با تغییر سایز مش (از سایز مش‌های بزرگ به ریز) رسم شد. از آنجایی که برای سایز مش‌های بین ۳ تا ۴ میلی‌متر، تغییر مقادیر زیاد و قابل توجه است و از سایز مش ۳ به بعد، شیب نمودار و در نتیجه تغییرات مقادیر تنش کمتر می‌شود و می‌توان این سایز مش ۳ میلی‌متر را به عنوان مرجع انتخاب کرد (شکل ۸)). همچنین با توجه به پیچیده بودن هندسه‌ها و پژوهش‌های قبلی، از المان‌های چهاروجهی درجه دوم C3D10 استفاده شد.



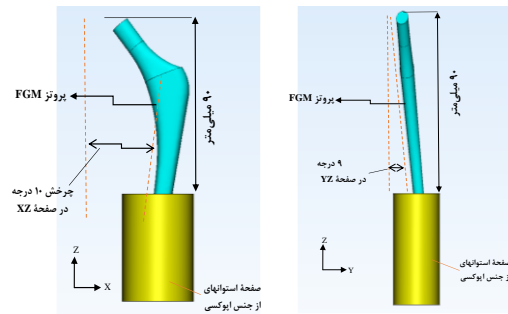
شکل ۸- نمودار بیشترین مقدار تنش فون میزس بر حسب سایز مش در مدل پروتز تیتانیومی و استوانه اپوکسی



شکل ۹- شرایط مرزی و بارگذاری بر اساس ISO 7206-4

مدل پروتز و استخوان

برای مطالعه تأثیر پروتزهای FGM طراحی شده بر



شکل ۷- جهت‌گیری پروتز در ساختار آزمایش بر اساس ISO 7206-4

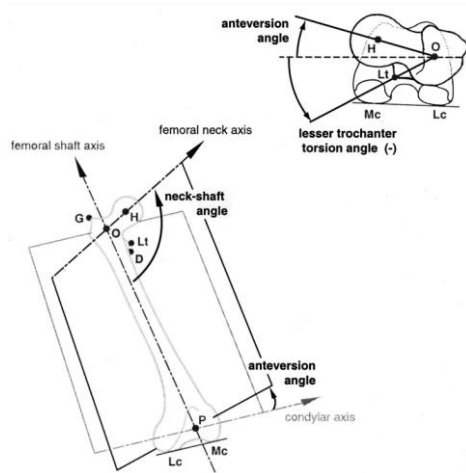
برای تخصیص مواد پروتز، از آنجایی که مدل ما باید اعتبارسنجی می‌شود، بنابراین ابتدا از پروتز کاملاً مترکم از جنس آلیاژ تیتانیوم (Ti-4Al-6V) استفاده شد ($m = 0$) تا با مدل مربوط به مقاله مرجع [۱۶] مقایسه و اعتبارسنجی شود. همچنین از پروتز ساخته شده از پروفیل ۱ با سطح مقطع دایره برای اعتبارسنجی مدل استفاده شد. مدول الاستیسیته آلیاژ تیتانیوم براساس مقاله مرجع برابر ۱۱۴ گیگاپاسکال و ضریب پواسون آن، ۰٫۳ و همچنین مدول الاستیسیته و ضریب پواسون استوانه از جنس اپوکسی به ترتیب ۳٫۷ گیگاپاسکال و ۰٫۳ قرار داده شد. پس از اعتبارسنجی مدل، تخصیص مواد بر اساس جدول (۱) انجام شد و بررسی برای پروتزهای FGM ($m = 0.1$) به انجام رسید.

جدول ۱- خواص مکانیکی FGM

Collagen	Ti-4Al-6V	ماده
۱	۱۱۰	مدول الاستیسیته (GPa)
۰٫۳۵	۰٫۳	نسبت پواسون

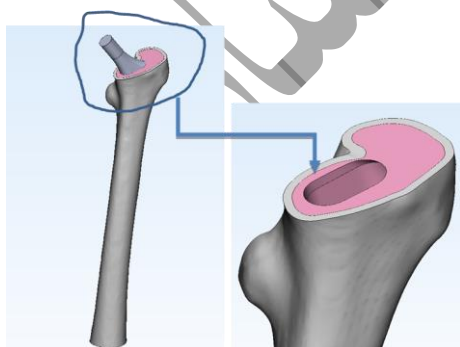
برای انتخاب سایز مش، نمودار حداکثر تنش فون میزس وارده بر مجموعه پروتز تیتانیومی و استوانه

نرم افزار، باید مرحله جایگذاری پروتز در داخل استخوان محدود، انجام می‌شد.



شکل ۱۱- مشخصات هندسی استخوان بازسازی شده [۱۸]

به این منظور ابتدا پروتز در مکان مناسب در داخل استخوان قرار گرفت و سپس استخوان در دو ناحیه دیستال و پروگزیمال برش داده شده و بعد از آن، محل قرارگیری پروتز در استخوان سوراخ شد (شکل (۱۲)).

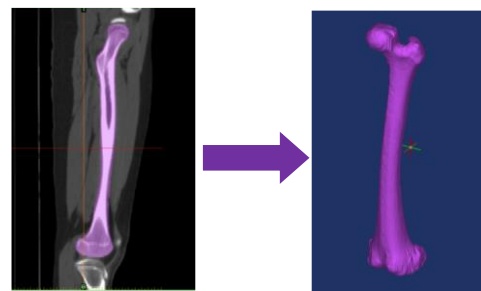


شکل ۱۲- جایگذاری پروتز در داخل استخوان

قابل ذکر است که استخوان به دو بخش کورتیکال (بخش قشری) و تراپیکولار (اسفنجی یا بخش داخلی تر) تقسیم شد و پروتز در داخل بخش اسفنجی

کاهش سپر تنشی و تقویت رشد استخوان از مدل اجزای محدود که شامل پروتز و استخوان ران همراه با بارهای فیزیولوژیکی مناسب باشد، استفاده می‌شود. به این منظور ابتدا مدل سه بعدی استخوان تهیه و برای تحلیل المان محدود مجموعه پروتز و استخوان بر روی آن تغییراتی ایجاد شد. مجموعه‌ای از برش‌های تصویری توموگرافی کامپیوتری دوبعدی یا سی‌تی‌اسکن از استخوان ران یک فرد ۲۸ ساله برای بازسازی سه بعدی ناحیه مورد نظر استفاده شد (شکل (۱۰)).

در این راستا، به مانند سایر مقالات مرتبط [۱۷]، این تصاویر به نرم افزار Mimics®19.0 وارد شد. در این نرم افزار، تصاویر پزشکی پس از انجام مراحل و تنظیمات مشخصه مانند تعیین جهت گیری، ایجاد ماسک و بخش بندی، ایجاد تغییرات ظاهری و...، به یک مدل سطحی سه بعدی تبدیل شد.



شکل ۱۰- تبدیل تصاویر پزشکی سی‌تی‌اسکن به مدل سه بعدی سطحی

برای تبدیل مدل سطحی به حجمی از نرم افزار مکمل میمیکس یعنی 3-Matic®13.0 استفاده شد. در ادامه پس از فراخوانی هر یک از پروتزها به محیط این

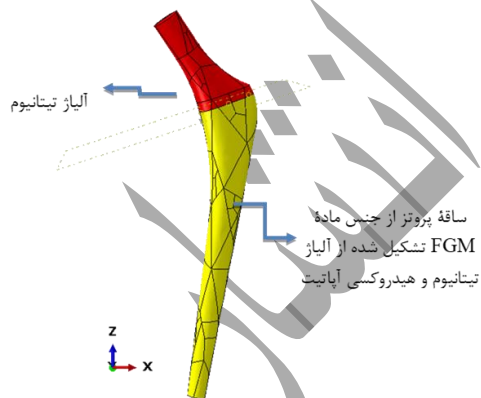
بین استخوان اسفنجی و پروتز و همچنین بین استخوان اسفنجی و قشری، لغزش محدود و تماس سطح به سطح با ضریب اصطکاک ۰,۴ اختصاص داده شد [۱۹].

استخوان تحت پنج بار فیزیولوژیکی در نقاط RP1، RP2 و RP3 قرار گرفت. این نیروها بر اساس بارگذاری منعکس شده توسط شرایط بارگذاری فیزیولوژیکی مورد مطالعه محاسبه شدند.

جدول ۳- خواص مکانیکی مواد تشکیل دهنده پروتز

FGM [۱۹]

Hydroxyapatite	Ti-4Al-6V	ماده
۱۳	۱۱۰	مدول الاستیسیته (GPa)
۰,۳	۰,۳	نسبت پواسون



شکل ۱۳- قسمت‌های مختلف پروتز استفاده شده در آزمایش استخوان و پروتز

با توجه به جدول (۴) بارگذاری در یک سیکل راه رفتن بر روی نقاط مشخص شده در شکل (۱۴) اعمال شد و شرایط مرزی هم با محدود کردن قسمت دیستال استخوان انجام شد تا در هر جهت حرکت کند و بپرخد.

جایگذاری شد. در آخر هم فرمت مناسب (.stp) برای تحلیل المان محدود در آباکوس استخراج شد. همه مراحل ذکر شده برای سایر پروتزها هم انجام شده است. بعد از فراخوانی مدل در آباکوس، اولین مرحله تخصیص مواد به استخوان و پروتز می باشد.

برای اعتبارسنجی مدل از جدول (۲) و (۳) برای اختصاص مواد به استخوان و پروتز استفاده می شود که داده‌های آن از مقاله توکل و همکارانش [۱۹] گرفته شده است.

جدول ۲- خواص مکانیکی استخوان در مدل اجزای

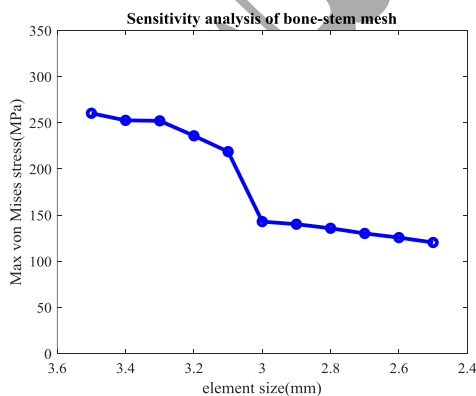
محدود [۱۹]

ماده	مدول الاستیسیته (MPa)	مدول برشی (GPa)	ضریب پواسون	چگالی (g/cm ³)	بخش قشری استخوان
بخش قشری استخوان	$E_x = 6979$ $E_y = 18132$ $E_z = 6979$	$G_{yz} = 5.6$ $G_{zx} = 4.5$ $G_{xy} = 6.2$	$\nu_{yz} = 0.25$ $\nu_{zx} = 0.4$ $\nu_{xy} = 0.25$	۲,۰۲	بخش قشری استخوان
بخش اسفنجی استخوان	$E_x = 660$ $E_y = 1740$ $E_z = 660$	$G_{yz} = 0.21$ $G_{zx} = 0.16$ $G_{xy} = 0.26$	$\nu_{yz} = 0.25$ $\nu_{zx} = 0.4$ $\nu_{xy} = 0.25$	۱,۳۷	بخش اسفنجی استخوان

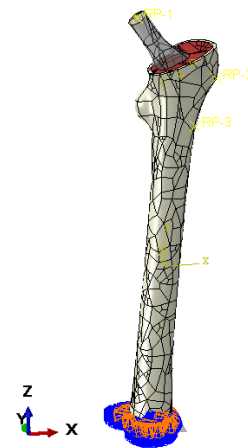
هر یک از بخش‌های قشری و اسفنجی استخوان [۱۹] به عنوان یک ماده الاستیک همسانگرد عرضی در نظر گرفته می شود. با توجه به شکل (۱۳)، قسمت گردن پروتز از جنس Ti-4Al-6V ($m = 0$) و قسمت ساقه پروتز هم از جنس ماده FGM ($m = 0.1, 0.5, 1$) است که قسمت پایینی پروتز با ماده Hydroxyapatite شروع و به بخش بالایی پروتز با ماده Ti-4Al-6V خاتمه می - یابد. پس از تخصیص مواد، برهمکنش‌های بین اجزای مدل استخوان-پروتز مشخص شد؛ به این صورت که

به قبل از این مقدار از سایز مش، کم شده است و شیب نمودار کاهش یافته است و از سایز مش ۳,۱ میلی متر به ۳ میلی متر، جهش بزرگی در نمودار دیده می شود و در نتیجه با این تفاسیر، مجموعه استخوان و پروتزها (همه هندسه ها) با استفاده از المان های چهار وجهی درجه دوم C3D10 و سایز مش به اندازه ۳ میلی متر، مش بندی شدند (شکل (۱۵)) که بر اساس مطالعه حساسیت انجام شده مورد استفاده قرار گرفت و همه این مراحل برای هندسه های مختلف پروتز ران انجام شد و نتایج تنش های وارده با هم مقایسه گردید.

شبیه سازی های عددی در این مطالعه، مبنایی برای معرفی FGM دارای تخلخل به عنوان یک ماده مناسب برای پروتز ران از دیدگاه بیومکانیکی ارائه کرد و هدف بررسی تاثیر استفاده از این مواد برای کاهش پدیده سپر تششی و کمک به رشد استخوان برای هندسه های مختلف بود که در بخش بعد به تفصیل به آن پرداخته می شود.



شکل ۱۵- نمودار بیشترین مقدار تنش فون میزس بر حسب سایز مش در مدل استخوان و پروتز



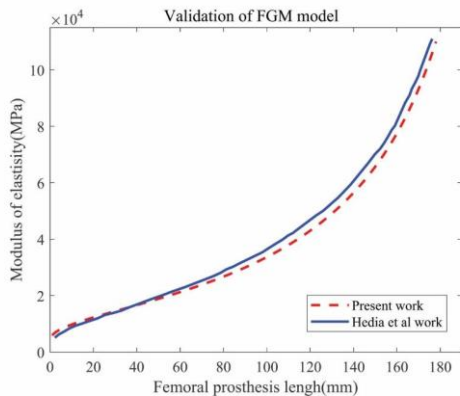
شکل ۱۴- شرایط مرزی و بارگذاری مدل استخوان-پروتز

برای مش بندی مجموعه استخوان و پروتز مانند آزمایش پروتز و استوانه اپوکسی و همچنین پژوهش های قبلی به منظور انتخاب سایز مش مناسب برای همه هندسه های پروتز و همچنین استخوان، نمودار حداکثر تنش فون میزس مجموعه با کاهش سایز مش، رسم شد.

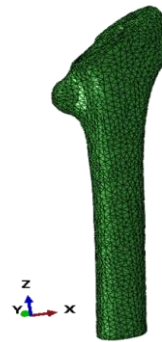
جدول ۴- حداکثر نیروی تماس در سیکل راه رفتن معمولی

منبع اصلی اعمال نیرو	نیرو و جهت های اعمال (N)			اعمال بر روی نقطه
	x	y	z	
Hip contact	-۳۷۸	-۲۲۹,۶	۱۶۰۴,۴	RP1
Abductor	۴۰۶	۳۰,۱	۶۰۵,۵	RP2
Tensor fascia lata, proximal part	۵۰,۴	۸۱,۲	۹۲,۴	RP2
Tensor fascia lata, distal part	-۳,۵	-۴,۹	-۱۳۳	RP2
Vastus lateralis	-۶,۳	۱۲۹,۵	-۶۵۰,۳	RP3

همانطور که از شکل (۱۵) مشهود است، از سایز مش ۳ میلی متر به مش های ریزتر، تغییرات تنش نسبت



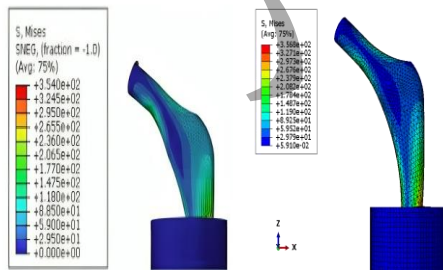
شکل ۱۷- نمودار تغییرات مدول الاستیسیته پروتز در طول پروتز برای مدلسازی انجام شده و مرجع [۹]



شکل ۱۶- نمایی کامل از استخوان شبکه بندی شده با المان‌های C3D10

اعتبارسنجی مدل پروتز و استوانه

برای اعتبارسنجی از نمودار تنش فون میزس وارده بر مجموعه پروتز و استوانه پروکسی استفاده شد که در آن بیشترین مقدار تنش در پروتز بدون تخلخل برابر ۳۵۴ مگاپاسکال بود و حداکثر مقدار تنشی که از تحلیل المان محدود بدست آمد، با توجه به شکل (۱۸)، ۳۵۶٫۸ مگاپاسکال است که اختلاف کمتر از ۵ درصد دارد و از آنجایی که مدل انتخاب شده در مطالعه الزویی و همکارانش [۱۶] با مدل این مقاله متفاوت بود، می توان نتایج را قابل قبول دانست.



شکل ۱۸- توزیع تنش در پروتز ران در مدل پروفیل ۱ سطح مقطع دایره (پژوهش حاضر، سمت راست) و مدل الزویی و همکارانش [۱۶] (سمت چپ) بدست آمده از آزمایش پروتز و استوانه اپوکسی

تخصیص مواد FGM به پروتز

برای اطمینان از صحت ماده FGM اختصاص یافته به پروتز، اعتبارسنجی با یکی از مقالات مرجع انجام شد [۹] که در شکل (۱۷) آورده شده است. به این منظور برای ماده FGM انتخاب شده، از دو ماده با مدول الاستیسیته ۱۱۰ و ۱ گیگاپاسکال و $m = 0.1$ استفاده شده است.

همانطور که در شکل (۱۶) قابل مشاهده است، بدیهی است که هر دو نمودار مدول الاستیسیته-طول پروتز، در مدلسازی انجام شده و مدل هدیا و همکارانش [۹]، بسیار نزدیک به یکدیگر هستند و تطابق قوی نشان می دهند. اندک اختلاف بوجود آمده به دلیل خطا در نمونه برداری مقاله مرجع و همچنین برابر نبودن طول دو پروتز مورد بررسی بود. بنابراین، مدل پروتز با ماده اختصاص یافته FGM، با موفقیت تایید شده و برای تحلیل المان محدود برای مدل‌ها و همچنین هندسه‌های پروتز، استفاده می شود.

نتایج بدست آمده از آزمایش پروتز و استوانه

اپوکسی

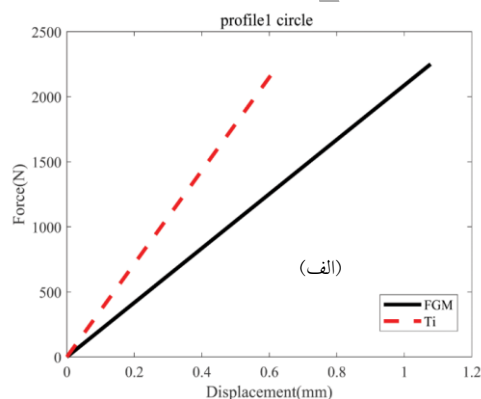
جابه‌جایی کل در سر پروتز ران برای همه طرح‌های پروتزهای FGM و همچنین پروتز متراکم از جنس آلایژ تیتانیوم در هر افزایش/گام بارگذاری اندازه‌گیری شد. نمودارهای نیرو-جابه‌جایی برای همه پروتزها با دو ماده همگن تیتانیوم و FGM در مدل اپوکسی ترسیم شد و همانطور که در نمودارهای شکل (۱۹) نشان داده شده است، به عنوان نمونه برای پروتزهای پروفیل ۱ قابل مشاهده است. مشهود است که ساختار FGM وجود تخلخل حجمی، سفتی (شیب نمودار نیرو-جابه‌جایی) پروتزهای توزیع شده تابعی را کاهش داده است که با یافته مطالعه الزویی و همکاران [۱۶] مطابقت دارد؛ به این معنی که با افزایش نیرو تا ۲۲۵۰ نیوتن، همه هندسه‌های پروتز FGM ($m = 0.1$) جابه‌جایی بیشتری را در مقایسه با پروتز همگن دارد و در نتیجه سفتی هم کاهش می‌یابد و به سفتی استخوان نزدیک می‌شود و این همان چیزی است که مدنظر ما بوده است.

از این رو، مدل‌های پیشنهادی به هدف کاهش سفتی پروتزهای استخوان ران به طور قابل توجهی دست یافتند تا تا حد امکان به خواص استخوان ران دست نخورده نزدیک شوند که منجر به کاهش قابل توجهی از سپر تنشی در مقایسه با آلایژ تیتانیوم متراکم شد. جدول (۵) سفتی به دست آمده از نمودارهای نیرو-جابه‌جایی را برای پروتزها با درصد کاهش سختی نسبت به پروتز

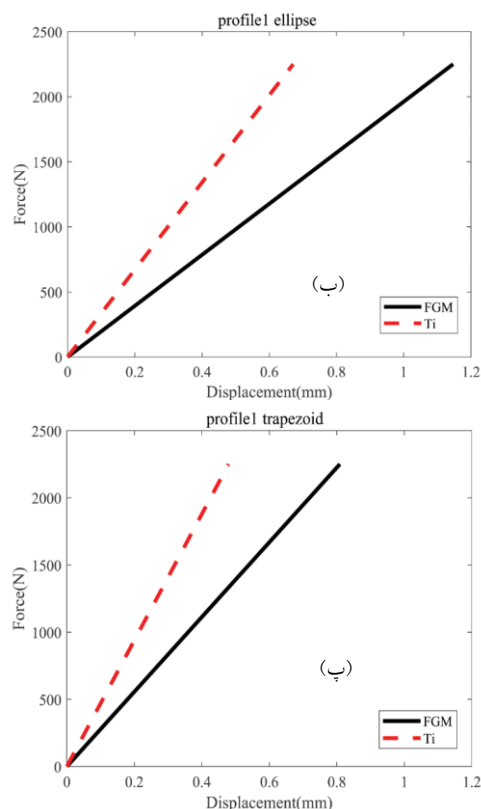
آلایژ متراکم Ti-4Al-6V (میانگین همه مدل‌های پروتز) خلاصه می‌کند که در این جدول سفتی با تقسیم بیشترین نیروی وارده بر پروتز (۲۲۵۰ نیوتن) بر بیشترین جابه‌جایی ایجاد شده برای هر پروتز محاسبه شده است و کاهش سفتی پروتزهای FGM در مقایسه با پروتز همگن تیتانیومی مشخص شده است.

با مشاهده مقادیر مربوط به درصد کاهش سفتی، می‌توان تاثیر استفاده از پروتز FGM به جای پروتز همگن به منظور نزدیک شدن به خواص مکانیکی استخوان را نتیجه گرفت.

همچنین از شکل (۲۰) که نمودار نیرو-جابه‌جایی همه هندسه‌های FGM با استخوان [۲۰] مقایسه شده است، می‌توان مشاهده کرد که بیشترین کاهش سفتی یعنی بیشترین نزدیکی به سفتی استخوان، مربوط به پروفیل ۳ با سطح مقطع بیضی و کمترین کاهش برای پروفیل ۲ با سطح مقطع دوزنقه نتیجه شده است. بنابراین پروتز ساخته شده از پروفیل ۳ یا سطح مقطع بیضی، بیشتر از سایر مدل‌ها، از سپر تنشی جلوگیری می‌کند.



مدل طراحی شده پروتز	سفتی (N/mm)	سفتی میانگین (N/mm)	کاهش سفتی نسبت به مدل همگن تیتانیومی (%) (
Profile1 Circle	۲۰۸۷,۵۵	۲۲۷۶,۹۲	۴۰,۱
Profile1 Ellipse	۱۹۶۱,۹۸		
Profile1 Trapezoid	۲۷۸۱,۲۳		
Profile2 Circle	۲۳۰۷,۴۵	۲۴۳۳,۷۷	۳۶,۸
Profile2 Ellipse	۲۰۹۹,۷۰		
Profile2 Trapezoid	۲۸۹۴,۱۵		
Profile3 Circle	۱۹۸۹,۶۴	۲۱۰۹,۳۹	۴۵,۲
Profile3 Ellipse	۱۸۰۱,۸۰		
Profile3 Trapezoid	۲۵۳۶,۷۴		
Average of bulks(Ti) stems	۳۸۵۱,۲۸		

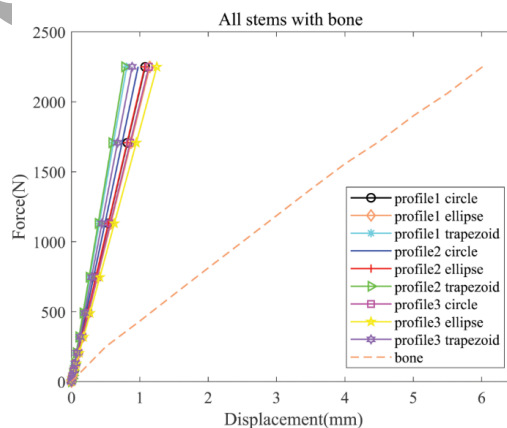


اعتبارسنجی مدل استخوان و پروتز

مدل‌های المان محدود پروتز قرار داده شده در استخوان با استفاده از نرم افزار تحلیل المان محدود ABAQUS با مدل توکل و همکاری [۱۹] مورد اعتبار سنجی قرار گرفت. به این صورت که با توجه به مقاله مرجع، مجموعه استخوان و پروتز تحت بارگذاری نقطه‌ای در دو نقطه قرار گرفت و توزیع و مقادیر تنش فون میزس در استخوان با مقاله مرجع مقایسه شد که در این تحلیل المان محدود، از دو مدل با ماده همگن تیتانیومی و ترکیبی از این ماده (گردن پروتز با $m = 0$ و FGM (ساقه پروتز با $m = 0.1$) برای پروتز استفاده شد و این دو حالت با هم مقایسه شدند.

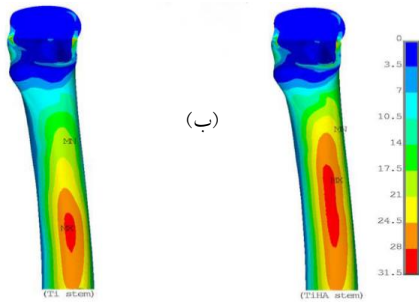
از شکل (۲۱) و مقایسه مقادیر تنش فون میزس در حالت استفاده از ماده تیتانیومی کامل و مدل با ساقه

شکل ۱۹- نمودار نیرو-جابجایی در پروتزهای پروفیل ۱ با سطح مقطع‌های؛ (الف) دایره، (ب) بیضی، (پ) دوزنقه برای $(Ti)m = 0$ و $(FGM)m = 0.1$



شکل ۲۰- نمودار نیرو-جابجایی برای طراحی‌های مختلف پروتز FGM همراه با استخوان سالم

جدول ۵- درصد کاهش سفتی حاصل از استفاده از پروتز FGM در مقایسه با پروتز آلیاژی متراکم Ti-4Al-6V



شکل ۲۱- توزیع تنش فون میزس در استخوان قشری برای

پروتز همگن Ti6Al4V (سمت چپ) و پروتز FGM

، Ti6Al4V-HA (راست) برای (الف) مدل حاضر و (ب)

مدل توکل و همکاران [۱۹]

نتایج

تنش فون میزس در استخوان و پروتز

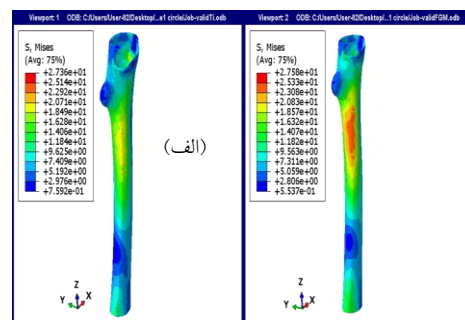
تنش‌ها در هر لایه پروتز و همچنین استخوان از طریق نتایج تجزیه و تحلیل اجزا محدود برای ۹ هندسه پروتز متراکم و FGM برای مقادیر اندیس کسر حجمی $m = 0, 0.1, 0.5, 1$ در یک سیکل راه رفتن عادی محاسبه شد. همانطور که در جدول (۶) نشان داده شده است، برای ماده FGM با اندیس $m = 0.1$ پروتزهای با سطح مقطع دایره بیشترین درصد کاهش میانگین تنش را نسبت به مدل متراکم تیتانیومی ($m = 0$) دارند و کمترین درصد کاهش میانگین تنش هم در پروتزهای با سطح مقطع دوزنقه دیده می‌شود.

جدول ۶- حداکثر مقادیر تنش فون میزس (MPa)

در پروتزها برای مقادیر $m = 0, 0.1$ کسر حجمی

مدل طراحی شده پروتز	حداکثر مقادیر تنش ماده تشکیل دهنده پروتز	
	$m = 0$	$m = 0.1$

FGM (تشکیل شده از دو ماده تیتانیوم و هیدروکسی آپاتیت با $m = 0.1$) و مقایسه آن با مقاله [۱۹]، می‌توان مشاهده کرد که مقادیر تنش در هر دو حالت اختلاف قابل قبولی دارد و مقادیر به هم نزدیک هستند که دلیل این اختلاف کم هم، تفاوت هندسه و مشخص نبودن برخی شرایط دو مطالعه بوده است. بیشترین مقدار تنش فون میزس در حالت استفاده از پروتز همگن تیتانیومی در مقاله مرجع برابر ۲۸,۷ مگاپاسکال است که در مدل حاضر برابر ۲۷,۴ مگاپاسکال به دست آمده است و برای پروتز با گردن تیتانیومی و ساقه FGM برابر ۲۸,۹ مگاپاسکال است در حالی که برای مدل حاضر، مقدار ۲۷,۶ مگاپاسکال بدست آمد و این اختلاف با توجه به تفاوت‌هایی که دو مطالعه با هم دارند، مشکلی برای اعتبارسنجی مدل ما ایجاد نمی‌کند. به این ترتیب مدل مورد استفاده اعتبارسنجی شده و برای سایر هندسه‌ها و بررسی نتایج از آن استفاده می‌شود.



(ب)

مدل طراحی شده پروتز	حداکثر مقادیر تنش ماده تشکیل دهنده پروتز	
	$m = 0$	$m = 0.1$
Profile1 Circle	۲۳,۹۷	۲۸,۶۸
Profile1 Ellipse	۲۱,۷۳	۲۶,۴۶
Profile1 Trapezoid	۱۹,۸۱	۲۴,۱۸
Profile2 Circle	۲۲,۹۱	۲۸,۲۱
Profile2 Ellipse	۲۱,۷۷	۲۶,۳۸
Profile2 Trapezoid	۲۱,۱۶	۲۵,۲۳
Profile3 Circle	۲۲,۴۹	۲۷,۵۳
Profile3 Ellipse	۲۱,۵۶	۲۶,۴۷
Profile3 Trapezoid	۲۰,۸۲	۲۴,۶۱

جدول ۸- حداکثر مقادیر تنش فون میزس (MPa) در پروتزها برای مقادیر $m = 0.5, 1$ کسر حجمی

مدل طراحی شده پروتز	حداکثر مقادیر تنش ماده تشکیل دهنده پروتز	
	$m = 0.5$	$m = 1$
Profile1 Circle	۹۲,۸۲	۵۵,۶۳
Profile1 Ellipse	۸۷,۴۲	۵۱,۷۱
Profile1 Trapezoid	۷۹,۴۳	۳۸,۹۱
Profile2 Circle	۸۹,۸۶	۴۱,۱۶
Profile2 Ellipse	۸۴,۹۲	۳۹,۶۷
Profile2 Trapezoid	۸۱,۴۲	۳۶,۵۴
Profile3 Circle	۹۲,۷۶	۴۳,۵۱
Profile3 Ellipse	۸۶,۲۷	۴۱,۰۶
Profile3 Trapezoid	۸۱,۳۶	۳۷,۸۴

همچنین از مقادیر بدست آمده از تنش‌های وارده به پروتز و استخوان برای اندیس‌های مختلف (شکل‌های (۲۱ و ۲۲)) می‌توان این نتیجه را گرفت که هر چه اندیس کسر حجمی ماده FGM بزرگتر باشد، مقادیر تنش نیز نسبت به تنش‌های وارده به پروتز با ماده متراکم

Profile1 Circle	۱۷۸,۹۲	۱۶۲,۳۵
Profile1 Ellipse	۱۶۹,۴۳	۱۵۴,۱۶
Profile1 Trapezoid	۱۵۵,۸۶	۱۴۱,۹۲
Profile2 Circle	۱۶۸,۸۲	۱۵۴,۱۵
Profile2 Ellipse	۱۶۴,۶۲	۱۵۰,۱۵
Profile2 Trapezoid	۱۵۶,۴۲	۱۴۲,۸۵
Profile3 Circle	۱۷۷,۳۲	۱۶۱,۱۵
Profile3 Ellipse	۱۶۸,۷۲	۱۵۴,۰۵
Profile3 Trapezoid	۱۵۳,۲۲	۱۳۹,۹۵

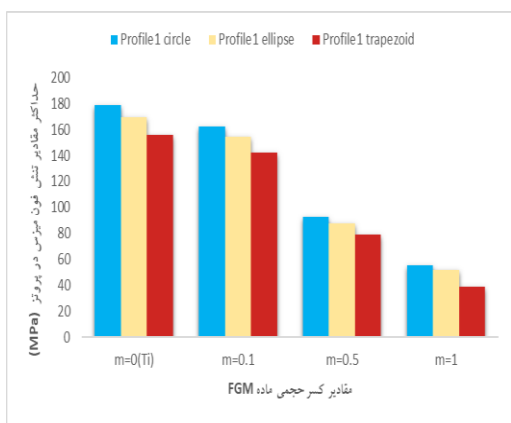
به مانند پروتز، استخوان (جدول (۷)) با پروتزهای FGM ($m = 0.1$) با سطح مقطع دایره بیشترین درصد افزایش میانگین تنش را نسبت به مدل متراکم ($m = 0$) تیتانیومی دارند و کمترین درصد افزایش در پروتزهای با سطح مقطع دوزنقه دیده می‌شود.

همانطور که در جدول (۸) نشان داده شده است، برای ماده FGM با اندیس $m = 0.5, 1$ به مانند $m = 0.1$ پروتزهای با سطح مقطع دایره بیشترین درصد کاهش میانگین تنش را نسبت به مدل متراکم تیتانیومی دارند و کمترین درصد کاهش میانگین تنش هم در پروتزهای با سطح مقطع دوزنقه دیده می‌شود.

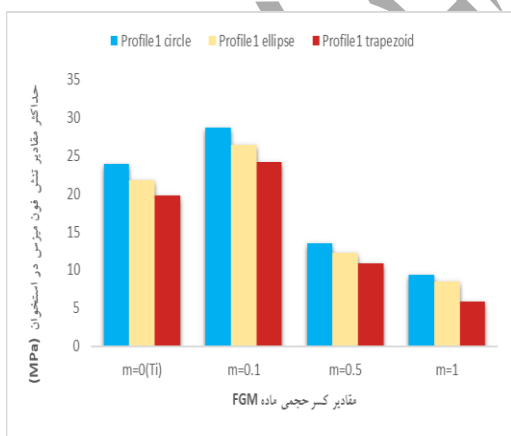
برای استخوان (جدول (۹)) با پروتزهای FGM ($m = 0.5, 1$) با سطح مقطع دایره بیشترین درصد افزایش میانگین تنش را نسبت به مدل متراکم تیتانیومی دارند و کمترین درصد افزایش در پروتزهای با سطح مقطع دوزنقه دیده می‌شود.

جدول ۷- حداکثر مقادیر تنش فون میزس (MPa) در استخوان برای مقادیر $m = 0, 0.1$ کسر حجمی

Profile1 Trapezoid	۱۰,۸۳	۵,۸۴
Profile2 Circle	۱۲,۶۴	۶,۸۹
Profile2 Ellipse	۱۱,۷۶	۶,۴۳
Profile2 Trapezoid	۱۱,۳۴	۶,۱۲
Profile3 Circle	۱۳,۲۷	۷,۰۶
Profile3 Ellipse	۱۲,۰۶	۶,۸۷
Profile3 Trapezoid	۱۱,۲۹	۵,۹۶



شکل ۲۲- نمودار تغییرات حداکثر مقدار تنش فون میزس بر حسب مقادیر کسر حجمی ماده FGM در پروتزه‌های پروفیل ۱



شکل ۲۳- نمودار تغییرات حداکثر مقدار تنش فون میزس در استخوان بر حسب مقادیر کسر حجمی ماده FGM برای پروتزه‌های پروفیل ۱

تیتانیومی، هم در پروتز و هم در استخوان، کاهش می‌یابد و بنابراین انتخاب کسر حجمی مناسب برای ماده FGM بسیار مهم است؛ چراکه هدف اصلی در استفاده از این مواد، کاهش تنش وارده به پروتز و افزایش تنش وارده به استخوان است و باید مقادیر متناسب باشند و از نظر استحکام و دوام مکانیکی برای پروتز اشکال بوجود نیاید و تنش وارده به استخوان نیز به حد کافی باشد که باعث رشد استخوان شود و از پدیده سپر تنشی جلوگیری شود.

در شکل‌های (۲۲) و (۲۳) به ترتیب نمودار تغییرات حداکثر مقدار تنش فون میزس در پروتز و استخوان نشان داده شده است که برای نمونه برای پروتزه‌های با پروفیل ۱ در این مقاله آورده شده است.

در نتیجه در همه پروتزه‌ها با استفاده از ماده FGM دارای تخلخل و با اندیس‌های کسر حجمی $m = 0.1, 0.5, 1$ ، تنش وارده به پروتز نسبت به ماده متراکم تیتانیومی کاهش و به استخوان افزایش پیدا کرده است و این مقادیر به تفاوت در طراحی هر پروتز، پروفیل، سطح مقطع‌های متفاوت و اندیس ماده FGM، نسبت داده می‌شود.

جدول ۹- حداکثر مقادیر تنش فون میزس (MPa) در استخوان برای مقادیر $m = 0.5, 1$ کسر حجمی

مدل طراحی شده پروتز	حداکثر مقادیر تنش ماده تشکیل دهنده پروتز	
	$m = 0.5$	$m = 1$
Profile1 Circle	۱۳,۴۴	۹,۴۱
Profile1 Ellipse	۱۲,۲۳	۸,۴۶

ریز حرکت در سطح مشترک استخوان و پروتز

با توجه به اینکه در نرم افزار آباکوس نتایج ریز حرکت به صورت CSLIP در بخش نتایج این نرم افزار قابل بررسی و تحلیل است. از آنجایی که نتایج به دو صورت (CSLIP1 و CSLIP2) نمایش داده می شود، با توجه به مقاله مرجع [۱۲] که از CSLIP2 برای بررسی ریز حرکت استفاده کرده است و همچنین با توجه به راهنمای نرم افزار، ما هم از آن برای بررسی نتایج ریز حرکت های بین استخوان و پروتز های FGM ($m = 0.1$) استفاده کردیم. از آنجایی که ریز حرکت های بیش تر از ۱۵۰ میکرومتر، بیش از حد در نظر گرفته می شود و باعث ناپایداری پروتز و شکست عمل جراحی می شود. همانطور که در شکل (۲۴) قابل مشاهده است، نمودار ریز حرکت (بر حسب میکرومتر) بر حسب هندسه های مختلف پروتز آورده شده است و با توجه به نکته گفته شده، پروتز های با هندسه پروفیل دو و سه - سطح مقطع دوزنقه از مقدار مجاز عبور کرده اند و نباید مورد استفاده بیمار قرار گیرند و ریسک بالای آسیب را دارند و این طرح ها ممکن است منجر به شکست زودرس پروتز شود. همچنین در شکل (۲۵) نمایش گرافیکی ریز حرکت در فصل مشترک استخوان و پروتز (پروفیل یک - سطح مقطع دایره) برای دو ماده FGM متخلخل و آلیاژ تیتانیومی متراکم به عنوان یک نمونه آورده شده است.

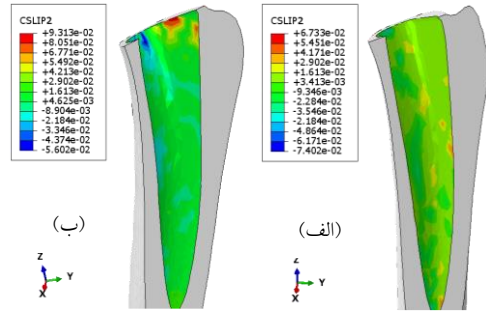
بیشترین مقدار ریز حرکت برای پروتز تیتانیومی کمتر

از پروتز FGM متخلخل است که می توان نتیجه گرفت که کم ترین ریز حرکت های پروتز و استخوان به بیشترین سفتی پروتز که مربوط به آلیاژ متراکم تیتانیومی است، تعلق دارد که این یافته ها با مطالعات قبلی مطابقت دارد [۱۶ و ۲۱ و ۲۲]. نکته دیگری که از این شکل شماتیک نتیجه می شود، این است که با توجه به نتایج، در طراحی پروتز برای THR، از نظر سفتی پروتز، پروتز های منعطف سپر تنشی کمتری را در استخوان اطراف ایجاد می کنند اما ریز حرکت بیشتری دارند و در مقابل، پروتز های سفت و سخت سپر تنشی بالا، اما ریز حرکت های کمتری را القا می کنند.

بنابراین، چالش طراحی این است که بدانیم چگونه محافظ تنش را به حداقل برسانیم در حالی که ریز حرکت - های رابط را در سطوح قابل قبول حفظ کنیم و از حد مجاز عبور نکنند.



شکل ۲۴ - حداکثر مقدار ریز حرکت در فصل مشترک پروتز و استخوان ران برای هندسه های مختلف پروتز FGM



شکل ۲۵- نمایش گرافیکی ریز حرکت در فصل مشترک استخوان و پروتز (پروفیل یک-سطح مقطع دایره) برای پروتز با ماده: (الف) آلیاژ تیتانیومی متراکم، (ب) FGM

بحث و نتیجه گیری

از آنجایی که FGM ها از مواد جدید هستند هدف اصلی از انجام این پژوهش، بررسی تأثیر استفاده از FGM ها به جای مواد متراکم در کاهش پدیده سپر تنش و تقویت رشد استخوان در پروتزهای ران بود.

در مدل پروتز-استخوان مشاهده شد که با استفاده از ماده FGM به جای ماده متراکم تیتانیومی، می توان سفتی پروتز را به سفتی استخوان نزدیک کرد و از آنجایی که پدیده سپر تنش به دلیل عدم مطابقت و نزدیکی سفتی ایجاد می شود؛ بنابراین سپر تنش هم کاهش یافته است.

برای بررسی پدیده سپر تنش و همچنین تقویت رشد استخوان، از نتایج حاصل از تنش های فون میزس وارده به استخوان و پروتز استفاده شد. افزایش مقادیر تنش در استخوان در استفاده از پروتز FGM نشان می- دهد که تنش های کمتری به پروتز نسبت به حالت متراکم وارد شده است و باقیمانده تنش به استخوان وارد شده است که سبب کاهش پدیده سپر تنش می شود با افزایش تنش، فعالیت استخوان افزایش، چگالی آن

افزایش و در نتیجه استخوان تقویت و رشد می یابد که در همه پروتزها این نتایج مشاهده شد.

همچنین با بررسی اندیس های مختلف ماده FGM و بررسی نتایج تنش های بدست آمده از مدل استخوان و پروتز، به این نتیجه رسیدیم که هر چه اندیس کسر حجمی ماده FGM بزرگتر باشد، مقادیر تنش در پروتز و استخوان نسبت به تنش های وارده به مجموعه پروتز و استخوان در حالت استفاده از پروتز با ماده متراکم تیتانیوم، کاهش می یابد و بنابراین مقادیر اندیس کسر حجمی برای ماده FGM بسیار تاثیرگذار است و باید موردتوجه و بررسی بیشتر برای رسیدن به اندیس مناسب، قرار گیرد.

همچنین از مقادیر بدست آمده از تنش های وارده به پروتز و استخوان برای اندیس های مختلف (شکل های ۲۱ و ۲۲)) می توان این نتیجه را گرفت که هر چه اندیس کسر حجمی ماده FGM بزرگتر باشد، مقادیر تنش نیز نسبت به تنش های وارده به پروتز با ماده متراکم تیتانیومی، هم در پروتز و هم در استخوان، کاهش می یابد و بنابراین انتخاب کسر حجمی مناسب برای ماده FGM بسیار مهم است.

از نتایج حاصل از تحلیل استاتیکی، ریز حرکت های ایجاد شده بین پروتزها بدست آمد و به جز دو مدل از پروتزها (پروتزهای با هندسه پروفیل دو و سه-سطح مقطع دوزنقه) که مقادیر بالاتر از ۱۵۰ میکرومتر داشتند،

واژه نامه

Analysis	تحلیل	بقیه مقادیر در محدوده قابل قبول بودند و ریزحرکت-
Porous	متخلخل	های ایجاد شده منجر به ایجاد مشکلات احتمالی برای
Replacement	تعویض	پروتز نشدند و به رشد استخوان کمک کردند.
Stress	تنش	موارد زیر از جمله پیشنهاداتی است که می توان در
Remodeling	بازسازی	ادامه این پژوهش انجام داد:
Growth	رشد	• استفاده از تئوری های بازسازی استخوان
Shield	سپر	• بررسی استفاده از مواد FGM در تقویت رشد
Coding	کدنویسی	و چگالی استخوان
Functionally	تابعی	• انجام تست های تجربی برای اعتبارسنجی
Hip	مفصل ران	نتایج
Design	طراحی	• انجام تست خستگی بر روی هندسه های
Prosthesis	پروتز	انتخاب شده و بدست آوردن خواص مکانیکی
Graded	توزیع شده	آن مانند تنش تسلیم و حد استقامت
Micromotion	ریزحرکت	

مراجع

- [1] D. Garrison, "Osteoarthritis, osteoporosis, and exercise," *Workplace Health & Safety*, vol. 60, no. 9, pp. 381-383, 2012.
- [2] P. Kannus, J. Parkkari, H. Sievänen, A. Heinonen, I. Vuori and M. Järvinen, "Epidemiology of hip fractures," *Bone*, vol. 18, no. 1, pp. S57-S63, 1996.
- [3] C. O. Yenusah, *Finite Element Study on the Influence of Bone-Implant Interface Condition on Femoral Fracture After Cementless Total Hip Replacement*. Mississippi State University, 2017.
- [4] A. Eshra, "An experimental set up to investigate non-invasive detection of hip prosthesis loosening," vol. no. pp. 2004.
- [5] S. Arabnejad, B. Johnston, M. Tanzer and D. Pasini, "Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty," *J Orthop Res*, vol. 35, no. 8, pp. 1774-1783, 2017.
- [6] Y. Wang, S. Arabnejad, M. Tanzer and D. Pasini, "Hip Implant Design With Three-Dimensional Porous Architecture of Optimized Graded Density," *Journal of Mechanical Design*, vol. 140, no. 11, pp. 2018.

- [7] Rezaei, Sharafkhani, Naser, Ch. s. Khoei and A. A... "FGM microbar with electrostatic force excitation under the influence of thermal moment," *Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. 23, no. 2, pp. 65-80, 2012. (In Persian)
- [8] A. Oshkour, N. A. Osman, M. Bayat, R. Afshar and F. Berto, "Three-dimensional finite element analyses of functionally graded femoral prostheses with different geometrical configurations," *Materials & Design (1980-2015)*, vol. 56, no. pp. 998-1008, 2014.
- [9] H. Hedia, M. Shabara, T. El-Midany and N. Fouda, "A method of material optimization of cementless stem through functionally graded material," *International Journal of Mechanics and Materials in Design*, vol. 1, no. pp. 329-346, 2004.
- [10] H. Mehboob, F. Tarlochan, A. Mehboob, S.-H. Chang, S. Ramesh, W. S. W. Harun and K. Kadirgama, "A novel design, analysis and 3D printing of Ti-6Al-4V alloy bio-inspired porous femoral stem," *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 31, no. pp. 1-14, 2020.
- [11] F. Tarlochan, H. Mehboob, A. Mehboob and S.-H. Chang, "Influence of functionally graded pores on bone ingrowth in cementless hip prosthesis: a finite element study using mechano-regulatory algorithm," *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 17, no. 3, pp. 701-716, 2018.
- [12] N. F. Al Zoubi, F. Tarlochan, H. Mehboob and F. Jarrar, "Design of Titanium Alloy Femoral Stem Cellular Structure for Stress Shielding and Stem Stability: Computational Analysis," *Applied Sciences*, vol. 12, no. 3, pp. 1548, 2022.
- [13] A. L. Sabatini and T. Goswami, "Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections," *Materials & Design*, vol. 29, no. 7, pp. 1438-1446, 2008.
- [14] H. Gong, L. Kong, R. Zhang, J. Fang and M. Zhao, "A Femur-Implant Model for the Prediction of Bone Remodeling Behavior Induced by Cementless Stem," *Journal of Bionic Engineering*, vol. 10, no. 3, pp. 350-358, 2013.
- [15] T. A. Enab, "Performance improvement of total knee replacement joint through bidirectional functionally graded material," *International Journal of Mechanical and Mechatronics Engineering IJMME-IJENS*, vol. 14, no. 2, pp. 2014.
- [16] N. F. K. AL Zoubi, Design of dully porous functionaly graded TI-6AL-4V femoral stem for stress shielding and implants stability. Qatar University, 2022.
- [17] D. Tarzjani, Nazari and Mahjoub, "Investigating the effect of tibia bone heterogeneity on natural frequency using modal test and finite element modeling," *Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. 35, no. 2, pp. 77-96, 2023. (In Persian)
- [18] A. S. Arnold, S. S. Blemker and S. L. Delp, "Evaluation of a deformable musculoskeletal model for estimating muscle-tendon lengths during crouch gait," *Annals of biomedical engineering*, vol. 29, no. pp. 263-274, 2001.
- [19] T. A. Enab, N. Fouda and I. Eldesouky, "Comparison of Functionally Graded Hip Stem Implants with Various Second-Generation Titanium Alloys," *Journal of Applied and Computational Mechanics*, vol. no. pp. 2020.

- [20] K. Hazlehurst, C. J. Wang and M. Stanford, "Evaluation of the stiffness characteristics of square pore CoCrMo cellular structures manufactured using laser melting technology for potential orthopaedic applications," *Materials & Design*, vol. 51, no. pp. 949-955, 2013.
- [21] S. Limmahakhun, A. Oloyede, K. Sithiseripratip, Y. Xiao and C. Yan, "Stiffness and strength tailoring of cobalt chromium graded cellular structures for stress-shielding reduction," *Materials & Design*, vol. 114, no. pp. 633-641, 2017.
- [22] S. E. Alkhatib, F. Tarlochan, H. Mehboob, R. Singh, K. Kadrigama and W. S. B. W. Harun, "Finite element study of functionally graded porous femoral stems incorporating body- centered cubic structure," *Artificial organs*, vol. 43, no. 7, pp. E152-E164, 2019.

مجلس
العلماء
الاسلام