

Reducing Stress Shield in the Femur Using Hip Prostheses Made of Functionally Graded Materials*

Research Article

Hastyar Jalilzadeh¹, Akbar Allahverdizadeh², Behnam Dadashzadeh³

DOI: [10.22067/jacsm.2024.85554.1218](https://doi.org/10.22067/jacsm.2024.85554.1218)

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.

Key Words Femoral prosthesis, Functionally graded materials, Porosity, Stress shielding, Finite element method, Micromotion.

1- Introduction

Total hip replacement (THR) is known as a good choice for patients and can be useful for pain relief, function recovery, and quality of life improvement. Despite the success of THR, some reasons can negatively affect the use of this treatment, such as stress shielding. In this study, to solve this problem, a functionally graded material (FGM) was used for femoral prosthesis. Therefore, to investigate the effect of these materials, two models of prosthesis-epoxy cylinder and prosthesis-bone were used. The use of FGM materials in the prosthesis-cylinder model for different geometries and the investigation of micromovements and their effect on bone growth were among the innovations of this research compared to other articles.

2- Methods

Three designed profiles and three circular, oval, and trapezoidal shapes were chosen for the distal and proximal sections of the prosthesis for this research. Three-dimensional (3D) design was applied in Solidworks software. To assign FGM materials consisting of two metal and ceramic materials for prostheses, the one-dimensional model of these materials and their constitutive equations were used. The following equations were used for the modulus of elasticity:

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

where E_0 is:

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

and

$$V_m = (\tau/l)^m, V_c = 1 - V_m \quad (3)$$

where E_c and E_m are the modulus of elasticity of ceramic and metal, respectively. The V_m , V_c , and v denote volume fraction of metal, the volume fraction of ceramic, V_c and the Poisson's ratio of the whole FGM material, respectively. The functional porosity of the FGM material is also specified by the p parameter. To assign the properties of the FGM material to the selected prostheses and transfer them to ABAQUS, it was necessary to write a subroutine (USDFLD subroutine) of relations in the Fortran programming language and the Visual Studio software environment.

3- Prosthesis-epoxy cylinder model

All models were first integrated into 3D finite element models in ABAQUS to evaluate the performance of the designed prostheses in the natural femur. The ISO (ISO 7206-4) used in this research includes the endurance

*Manuscript received: December 25, 2023. Revised, January 12, 2024. Accepted, February 7, 2024.

¹ MSc, Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

² Corresponding Author. Assistant professor, Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

Email: allahverdizadeh@tabrizu.ac.ir

³ Assistant Professor, Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

performance of femoral stem components in hip prostheses and femur stem components that are used in partial hip joint replacements. In FGM, $m = 0,0.1$ is used to assign the properties of the material to the prostheses. The settings and positions of the prostheses inside the cylinder, as well as the loading, boundary conditions, and interference between the investigated components, are adjusted based on the ISO used.

4- Prosthesis-bone model

To study the effect of designed FGM prostheses, the finite element model that includes the prosthesis and femur along with suitable physiological loads was used. For this purpose, a 3D model of the bone was first prepared and assembled with the prostheses for the finite element analysis. A set of CT-scan images of the femur of a 28-year-old person was used for the 3D reconstruction of the desired area and to convert it into a 3D model. Between all components, sliding is limited, surface-to-surface contact with a friction coefficient of 0.4 is considered, and tetrahedral elements of the second order (C3D10) are assigned.

5- Results

The FGM material assigned to the prosthesis was validated based on the work of Hedia et al., which is shown in Figure (1). As can be seen, both the elasticity modulus-length diagrams of the prosthesis in this study and the model of Hedia et al. were in good agreement and were used for finite element analysis for models as well as prosthesis geometries.

The results obtained from the prosthesis-epoxy cylinder model. Force-displacement diagrams were extracted for all prostheses with two homogeneous materials, titanium, and FGM, in the epoxy model.

As shown in Figure 2 as an example of the prosthesis with a circular cross-section profile, it is clear that the FGM structure reduced the stiffness (slope of the force-displacement diagram) of the prostheses. This means that by increasing the force up to 2250 (N), all FGM prosthesis geometries ($m = 0.1$) have more displacement compared to the homogeneous prosthesis, and as a result, the stiffness decreases and approaches the bone stiffness, which is what we had in mind.

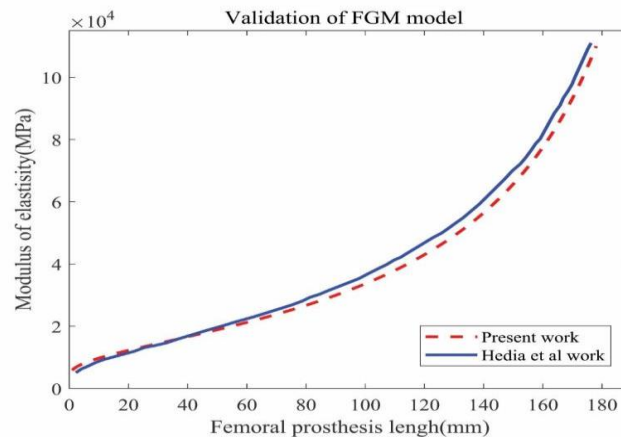


Figure 1. Diagram of changes in the modulus of elasticity in the length of the prosthesis for the present model and the model of Hedia et al.

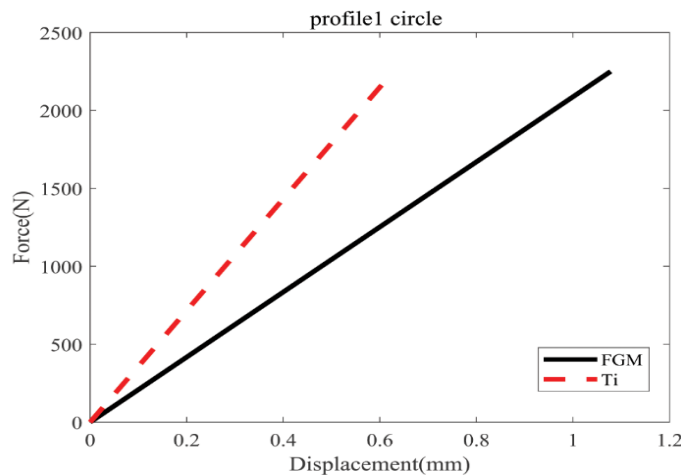


Figure 2. Force-displacement diagram of circle profile

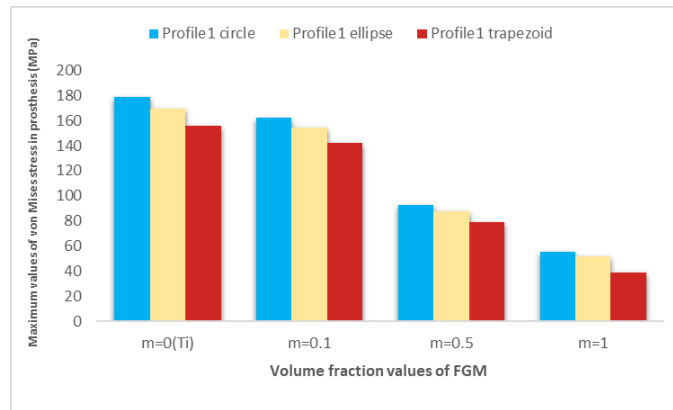


Figure 3. Chart of changes in the maximum value of von Mises stress according to the volume fraction of FGM material in profile 1 prostheses

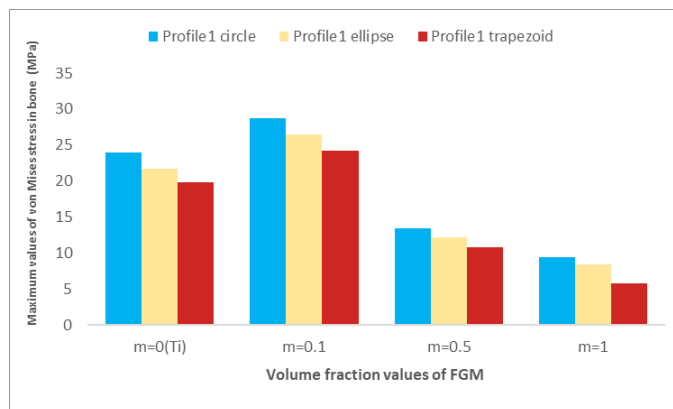


Figure 4. Chart of changes in the maximum value of von Mises stress in bone according to the volume fraction of FGM material for profile 1 prostheses

The results obtained from the prosthesis-bone model. The stresses in each layer of the prosthesis as well as the bone were calculated through the result of the finite element analysis for nine dense prosthesis geometries for the volume fraction index values of $m = 0, 0.1, 0.5, 1$ in a normal walking cycle (Figures 3 and 4). In all prostheses using FGM material, the stress applied to the prosthesis decreased compared to the dense titanium material and increased in the bone, which was as expected. The variety in values is attributed to the difference in the design of each prosthesis, profile, surface of different cross sections, and the volume fraction index of FGM materials. The micro-movement was calculated for distinct geometries, and the micro-movements of more than $150 \mu\text{m}$ are considered excessive and cause instability in the prosthesis and surgical failure. Therefore, among all geometries, prostheses with trapezoidal cross-sectional geometry and profiles two and three exceed the permissible limit and should not be used by the patient.

6- Conclusion

FGMs are new materials with excellent capabilities. Consequently, the main purpose of this research was to investigate the effect of using FGMs instead of dense materials in reducing the stress shielding phenomenon and enhancing bone growth in hip prostheses. In the design of

the prosthesis for THR, flexible prostheses create less stress shielding in the surrounding bone but have more micromotion, and on the other hand, rigid prostheses with high-tension shielding induce less micromotion. Therefore, the design challenge is to know how to minimize the shielding stress while keeping the micro-movements of the interface at acceptable levels and not exceeding the permissible limit. Moreover, by examining the different indices of FGM material and the stress results obtained from the bone and prosthesis model, we concluded that the larger the volume fraction index of the FGM material, the stress values in the prosthesis and bone compared to the applied stresses to the prosthesis and bone group, in the case of using a prosthesis with dense titanium material, decreases. Therefore, the values of volume fraction index for FGM material are very effective and should receive more attention and be investigated to reach the appropriate index.



کاهش سبب تنش در استخوان ران با استفاده از پروتزهای ران ساخته شده از مواد توزیع شده تابعی*

مقاله پژوهشی

بهنام داداش‌زاده^(۳)

اکبر اللهوردی‌زاده^(۲)

هستیار جلیل‌زاده^(۱)

DOI: 10.22067/jacsm.2024.85554.1218

چکیده تعویض کامل مفصل ران دارای مشکلاتی است که یکی از مهم‌ترین آن‌ها، پدیده سبب 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 اجزای محدود تحلیل و نتایج تنش‌های وارده، سفتی پروتزها و ریزحرکت‌های 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 ریزحرکت‌ها و تأثیر آن در رشد استخوان می‌باشد. نتایج نشان می‌دهد که استفاده از پروتزهای FGM متخلخل برای هر هندسه پروتز متفاوت در کاهش سبب تنش و رشد استخوان مؤثر می‌باشد.

واژه‌های کلیدی پروتز ران، مواد توزیع شده تابعی، تخلخل، سبب تنش، روش اجزای محدود، ریزحرکت.

مقدمه

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

استئوآرتروز و پوکی استخوان می‌توانند هر مفصلی را در بدن 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 [1]. هیچ درمانی برای آسیب‌های مفاصل ران وجود ندارد و در موارد شدید جایگزینی کامل مفصل ران تنها انتخاب است [2].

جایگزینی کامل مفصل ران یا THA، یعنی جراحی تعویض مفصل ران با پروتز مصنوعی، یکی از مؤثرترین و موفق‌ترین مداخلات ارتوپدی برای چندین دهه بوده است، زیرا عملکرد

* تاریخ دریافت مقاله ۱۴۰۲/۹/۴ و تاریخ پذیرش آن ۱۴۰۲/۱۱/۱۸ می‌باشد.

(۱) کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

(۲) نویسنده مسئول، استادیار، گروه مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

(۳) استادیار، گروه مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

برسانند. بنابراین مواد کامپوزیتی با مدول الاستیسیته پایین با هدف تطبیق عدم تطابق خاصیت الاستیک بین ایمپلنت و استخوان میزبان مجاور معرفی شدند [6].

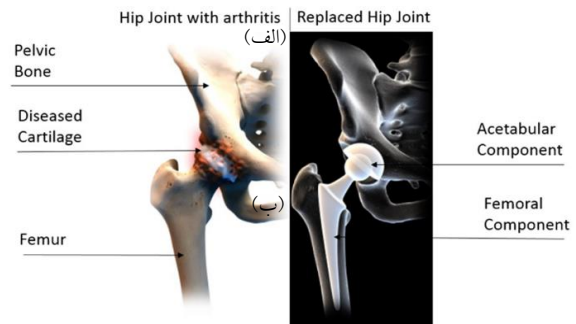
در این راستا از بین مواد کامپوزیتی پیشنهادی، مواد توزیع شده تابعی (FGM) مناسب‌ترین ویژگی‌ها را در مقایسه با سایر کامپوزیت‌ها نشان داده‌اند زیرا خواص عالی آن‌ها باعث می‌شود که سپر تنش‌ی به حداقل برسد.

مفهوم FGM برای اولین بار در سال ۱۹۸۴ در ژاپن و در پروژهای سفینه فضایی مطرح شد. پس از آن به علت ویژگی‌های خاص، استفاده از آن‌ها در بسیاری از زمینه‌ها مانند صنایع نظامی، صنایع خودروسازی، تجهیزات پزشکی، نیمه‌هادی‌ها و ابزارهایی که در دماهای بالا کار می‌کنند، گسترش یافت [7].

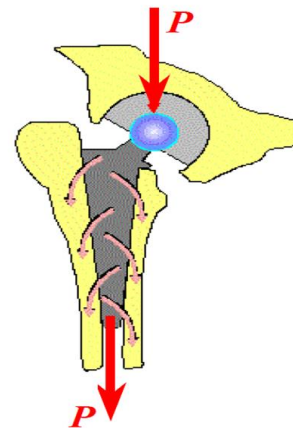
اشکور و همکارانش پروتئزهای ران با درجه‌بندی عملکردی (FGFP) با پیکربندی‌های هندسی مختلف با استفاده از تحلیل المان محدود سه‌بعدی را مورد مطالعه قرار دادند. FGFP متشکل از فولاد ضد زنگ- هیدروکسی آپاتیت و آلیاژ تیتانیوم- هیدروکسی آپاتیت با اندیس کسر حجمی مختلف $n = 0, 0.1, 0.5, 1$ بود. نتایج نشان داد که چگالی انرژی کرنش در متافیز پروگزیمال استخوان ران بیش از ۲۲ درصد در FGFP با پیکربندی‌های هندسی مختلف افزایش می‌یابد که با کاهش سپر تنش‌ی و متعاقباً 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 تنش‌ی و تنش رابط را کاهش دهد. این وضعیت منجر به افزایش طول عمر کلی تعویض مفصل ران می‌شود [8].

به منظور مدل‌سازی پروتئزهای ران توزیع شده تابعی، هدیا و همکارانش طراحی پروتز به صورت یک ماده یک‌بعدی 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 تنش‌ی و همچنین مدل‌سازی این مواد برای استفاده در تحلیل المان محدود بود. نتیجه به این صورت شد که درجه‌بندی بهینه سپر تنش‌ی را تا ۸۳ درصد کاهش داد در حالی که حداکثر تنش برشی رابط را تا ۳۲ درصد در مقایسه با ساقه تیتانیوم همگن کاهش داد. این طرح منجر به کاهش سپر تنش‌ی در مدل یک‌بعدی شد، در حالی که در همان زمان، حداکثر تنش برشی رابط به ترتیب ۴۵ و ۶۳ درصد در مقایسه با طرح

نیروها به طور کامل توسط استخوان قشر ران حمایت می‌شوند، همان طور که در شکل (۲) نشان داده شده است.



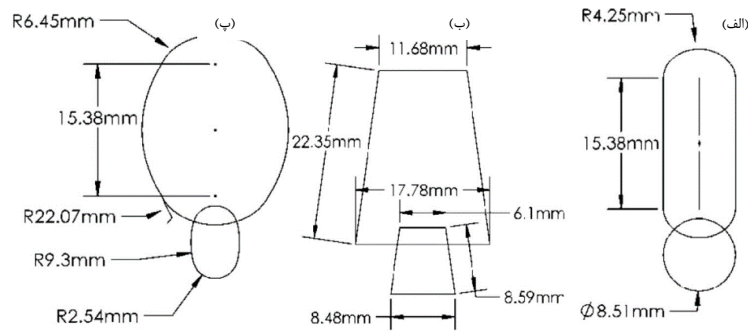
شکل ۱ بیماری‌های مفصلی ران و درمان با تعویض کامل آن [3]



شکل ۲ الگوی انتقال بار در مجموعه استخوان و پروتز [4]

موادی که در پروتئزهای 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 فرایندی تطبیقی به نام بازسازی استخوان جرم خود را از دست می‌دهد. به این پدیده سپر تنش‌ی گفته می‌شود [5].

پروتز با خواص مدول الاستیسیته کاهش یافته برای مطابقت با بافت استخوانی ممکن است بتواند چنین مشکلی را به حداقل



شکل ۴ سطح مقطع هر پروفیل از پروتزهای انتخاب شده: (الف) پروگزیمال دایره‌ای و دیستال بیضی، (ب) پروگزیمال دوزنقه‌ای و دیستال دوزنقه‌ای و (پ) دیستال بیضی پروگزیمال و بیضی

در شکل (۶) مدل یک‌بعدی 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 طول کل پروتز و m یک پارامتر غیر همگن است که تغییرات ترکیب را از طریق طول کنترل می‌کند. 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 [14]. همچنین v_m و v_c ضریب پواسون دو ماده تشکیل دهنده ماده FGM است. تخلخل ماده FGM به صورت زیر بیان می‌شود [9]:

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

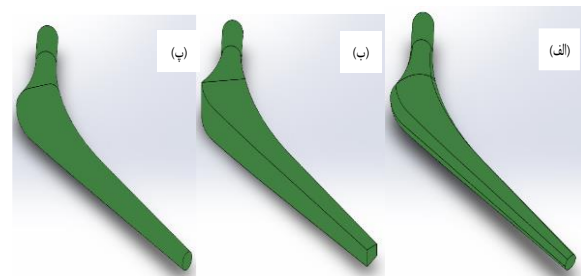
که A، n و c پارامترهای دل‌خواه هستند که تخلخل را کنترل می‌کنند و مقادیر آن‌ها در این پژوهش به ترتیب ۰/۱، ۱ و ۱ خواهد بود [15]. مقادیر مجهول در رابطه پارامتر تخلخل که تخلخل را کنترل می‌کنند، از نامساوی زیر پیروی می‌کنند و بر اساس این نامساوی به دست آورده شده‌اند:

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

از روابط زیر برای مدول الاستیسیته استفاده می‌شود [9]:

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

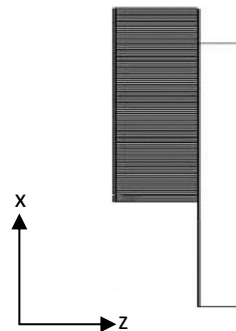
در شکل (۵) پروتزهای طراحی شده از پروفیل ۱ و هندسه-های مختلف قابل مشاهده است.



شکل ۵ هندسه‌های پروتز با پروفیل ۱ با سه سطح مقطع: (الف) بیضی، (ب) دوزنقه و (پ) دایره

تخصیص مواد FGM دارای تخلخل به پروتز

یک مدل ساده از پروتز هیپ بدون سیمان که قبلاً توسط بسیاری از محققان استفاده شده بود، در این تحلیل استفاده شد و مدل پروتز با پروفیل یک و هندسه دایره به عنوان نمونه برای نشان دادن نحوه تخصیص مواد FGM انتخاب شد. بنابراین پروتز به عنوان صفحه‌ای (در صفحه xz) از FGM با تخلخل p در نظر گرفته می‌شود.



شکل ۶ شماتیک ماده FGM یک‌بعدی در صفحه xz

که در آن E_0 برابر است با:

$$E_0 = E_c \left[\frac{E_c + (E_m - E_c) V_m^{2/3}}{E_c + (E_m - E_c) (V_m^{2/3} - V_m)} \right] \quad (۶)$$

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 نرم افزار تحلیل المان محدود آباکوس، نیاز به سابروتین نویسی روابط (۱) تا (۶) در زبان برنامه نویسی فورترن و در محیط نرم افزار Visual Studio 2012 بود. سابروتینی که برای این مدل سازی 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 می توان به مدل سازی مواد FGM اشاره کرد. پس از کدنویسی روابط ذکر شده با استفاده از سابروتین USDFLD و زبان برنامه نویسی فورترن، طراحی مدل های سه بعدی پروتزها در راستای y با پروفیل ها و سطح مقطع های اشاره شده انجام شد و با وارد کردن آن ها به محیط نرم افزار تحلیل اجزای محدود، طی مراحل و تنظیمات مربوط به مواد FGM و سابروتین و در پایان لینک کد نوشته شده با پسوند for به نرم افزار، مواد FGM به پروتزها در راستای y با طول پروتز (از پایین به بالای پروتز) تخصیص داده شد.

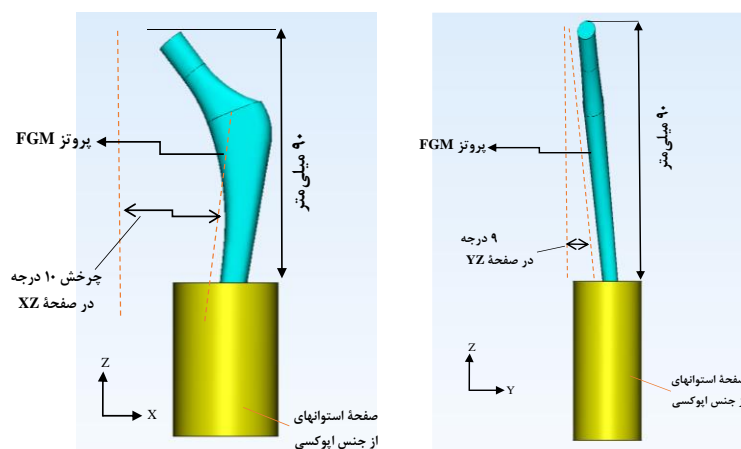
مدل پروتز و استوانه براساس ISO 7206-4

همه مدل ها در ابتدا در مدل های المان محدود سه بعدی در

ABAQUS 6.17 ادغام شدند تا عملکرد پروتزهای طراحی شده در مورد استخوان ران دست نخورده بررسی شود. تنظیمات نشان داده شده در شکل (۷) بر اساس استاندارد ISO 7206-4 است. ایزویی که در این پژوهش مورد استفاده قرار گرفته است، عملکرد استقامتی اجزای ساقه دار ران پروتزهای مفصل ران و اجزای ساقه دار استخوان ران را که به تنهایی در تعویض های جزئی مفصل ران استفاده می شوند، شامل می شود.

نظیلمات در این ایزو به این صورت است که ساقه پروتز در داخل اپوکسی استوانه ای شکل با جهت گیری خاص ۹ درجه در صفحه جانبی و ۱۰ درجه در صفحه جلویی قرار گرفت که فاصله بین سر پروتز و سطح اپوکسی ۹۰ میلی متر است (شکل ۷).

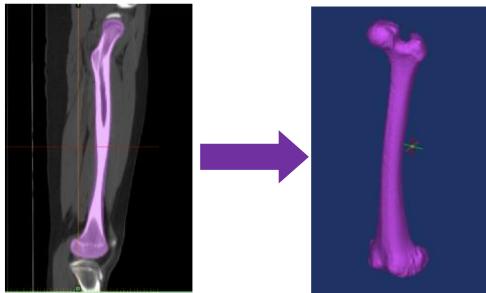
برای تخصیص مواد پروتز، از آنجایی که مدل ما باید اعتبارسنجی می شد، بنابراین ابتدا از پروتز کاملاً متراکم از جنس آلیاژ تیتانیوم (Ti-4Al-6V) استفاده شد ($m = 0$) تا با مدل مربوط به مقاله مرجع [16] مقایسه و اعتبارسنجی شود. همچنین از پروتز ساخته شده از پروفیل ۱ با سطح مقطع دایره برای اعتبارسنجی مدل استفاده 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.



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

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 سه‌بعدی 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 سه‌بعدی ناحیه مورد نظر استفاده شد (شکل ۱۰).

در این راستا، به مانند سایر مقالات مرتبط [17]، این تصاویر به نرم‌افزار Mimics®19.0 وارد شد. در این نرم‌افزار، تصاویر پزشکی پس از انجام مراحل و تنظیمات مشخصه مانند تعیین جهت‌گیری، ایجاد ماسک و بخش‌بندی، ایجاد تغییرات ظاهری و... به یک مدل سطحی سه‌بعدی تبدیل شد.



شکل ۱۰ تبدیل تصاویر پزشکی سی‌تی‌اسکن به مدل سه‌بعدی سطحی

برای تبدیل مدل سطحی به حجمی از نرم‌افزار مکمل میمیکس یعنی 3-Matic®13.0 استفاده شد. در ادامه پس از فراخوانی هر یک از پروتزها به محیط این نرم‌افزار، باید مرحله جای‌گذاری پروتز در داخل استخوان و تبدیل آن‌ها به یک مدل کامل برای تحلیل المان محدود، انجام می‌شد.

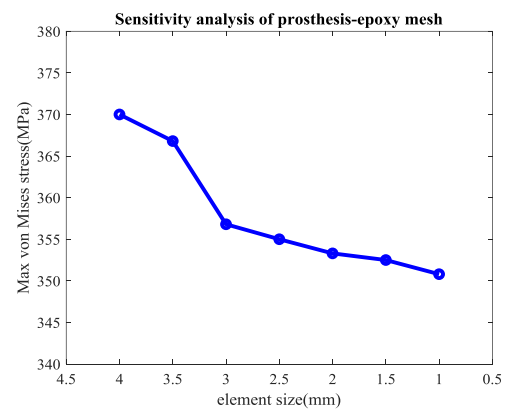
به این منظور ابتدا پروتز در مکان مناسب در داخل استخوان قرار گرفت و سپس استخوان در دو ناحیه دیستال و پروگزیمال برش داده شده و بعد از آن، محل قرارگیری پروتز در استخوان سوراخ شد (شکل ۱۲).

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

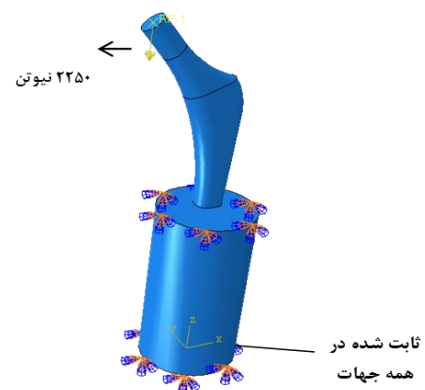
جدول ۱ خواص مکانیکی FGM

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 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



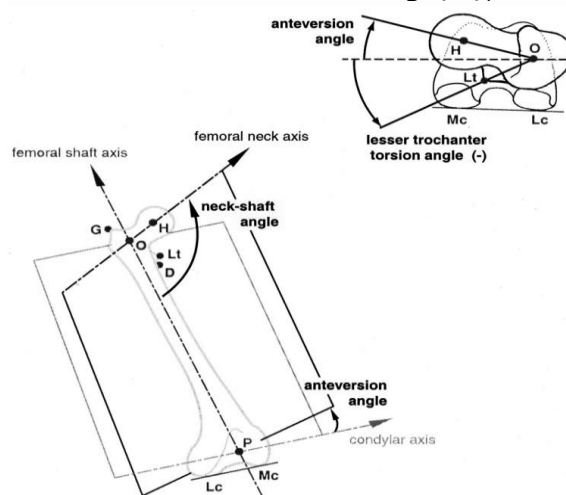
شکل ۹ شرایط مرزی و بارگذاری بر اساس ISO 7206-4

مدل پروتز و استخوان

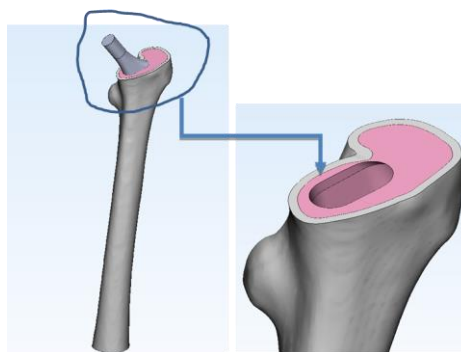
برای مطالعه تأثیر پروتزهای FGM طراحی شده بر کاهش سپر

شکل ۱۲ جای گذاری پروتز در داخل استخوان

استخوان و پروتز می باشد.



شکل ۱۱ مشخصات هندسی استخوان بازسازی شده [18]



جدول ۲ خواص مکانیکی استخوان در مدل اجزای محدود [19]

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

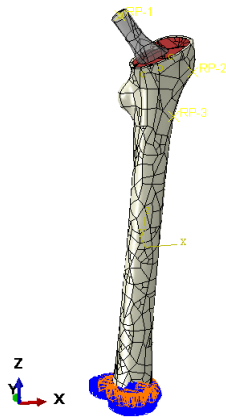
جدول ۳ خواص مکانیکی مواد تشکیل دهنده پروتز FGM [19]

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

برای اعتبارسنجی مدل از جدول (۲) و (۳) برای اختصاص مواد به استخوان و پروتز استفاده می شود که داده های آن از مقاله توکل و همکارانش [19] گرفته شده است.

هر یک از بخش های قشری و اسفنجی استخوان [19] به عنوان یک ماده الاستیک همسان گرد 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، برهم کنش های بین اجزای مدل استخوان- پروتز مشخص شد؛ به این صورت که 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 [19].

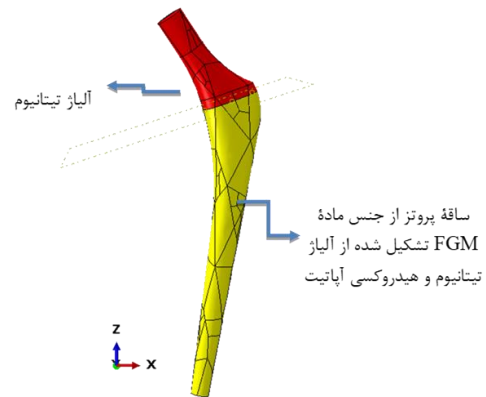
استخوان تحت پنج بار فیزیولوژیکی در نقاط RP1، RP2 و RP3 قرار گرفت. این نیروها بر اساس بارگذاری منعکس شده توسط شرایط بارگذاری فیزیولوژیکی مورد مطالعه محاسبه شدند.



شکل ۱۴ شرایط مرزی و بارگذاری مدل استخوان-پروتز

جدول ۴ حداکثر نیروی تماس در سیکل راه رفتن معمولی

منبع اصلی اعمال نیرو	نیرو و جهت‌های 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

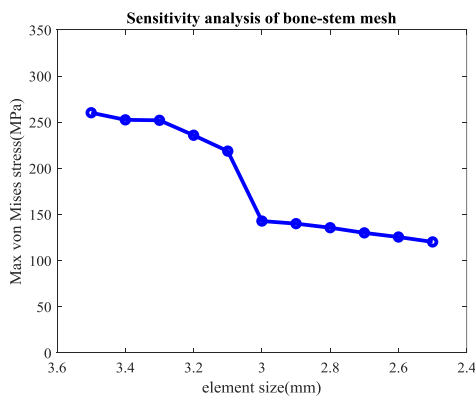


شکل ۱۳ قسمت‌های مختلف پروتز استفاده شده در آزمایش استخوان و پروتز

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 بچرخد.

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

همان طور که از شکل (۱۵) مشهود است، از سایز مش ۳ میلی‌متر به مش‌های ریزتر، تغییرات تنش نسبت به قبل از این مقدار از سایز مش، کم شده است و شیب نمودار کاهش یافته است و از سایز مش ۳/۱ میلی‌متر به ۳ میلی‌متر، جهش بزرگی در نمودار دیده می‌شود و در نتیجه با این تفاسیر، مجموعه استخوان و پروتزها (همه هندسه‌ها) با استفاده از المان‌های چهاروجهی درجه دوم C3D10 و سایز مش به اندازه ۳ میلی‌متر، مش‌بندی شدند (شکل ۱۵) که بر اساس مطالعه حساسیت انجام شده مورد استفاده قرار گرفت و همه این مراحل برای هندسه‌های مختلف پروتز ران انجام شد و نتایج تنش‌های وارده با هم مقایسه گردید. شبیه‌سازی‌های 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 تأثیر استفاده از این مواد برای کاهش پدیده سپر تنش‌ی و کمک به رشد استخوان برای هندسه‌های مختلف بود که در بخش بعد به تفصیل به آن پرداخته می‌شود.

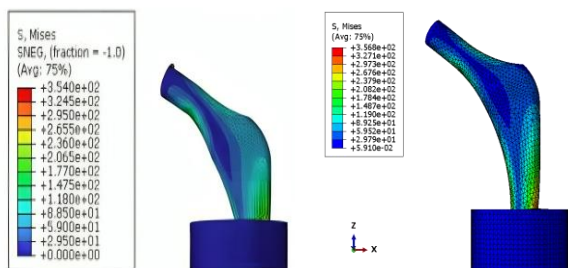


شکل ۱۵ نمودار بیشترین مقدار تنش فون میزس بر حسب سایز مش در مدل استخوان و پروتز

تخصیص مواد FGM به پروتز

برای اطمینان از صحت ماده FGM اختصاص یافته به پروتز، اعتبارسنجی با یکی از مقالات مرجع انجام شد [9] که در شکل (۱۷) آورده شده است. به این منظور برای ماده FGM انتخاب

مقدار تنش که از تحلیل المان محدود به دست 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 [16] 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 [16] (سمت چپ) به دست آمده از آزمایش پروتز و استوانه اپوکسی

نتایج به دست آمده از آزمایش پروتز و استوانه اپوکسی
 جابه جایی کل در سر پروتز ران برای همه طرح های پروتزهای FGM و همچنین پروتز متراکم از جنس آلیاژ تیتانیوم در هر افزایش/گام بارگذاری اندازه گیری شد. نمودارهای نیرو-جابه جایی برای همه پروتزها با دو ماده همگن تیتانیوم و FGM در مدل اپوکسی ترسیم شد و همان طور 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-جابه جایی) پروتزهای توزیع شده تابعی را کاهش داده است که با یافته مطالعه الزویی و همکاران [16] مطابقت دارد؛ به این معنی که با افزایش نیرو تا ۲۲۵۰ نیوتن، همه هندسه های پروتز FGM ($m = 0.1$) جابه-جایی بیشتری را در مقایسه با پروتز همگن دارد و در نتیجه سفتی هم کاهش می یابد و به سفتی استخوان نزدیک می شود و این همان چیزی است که مد نظر ما بوده است.

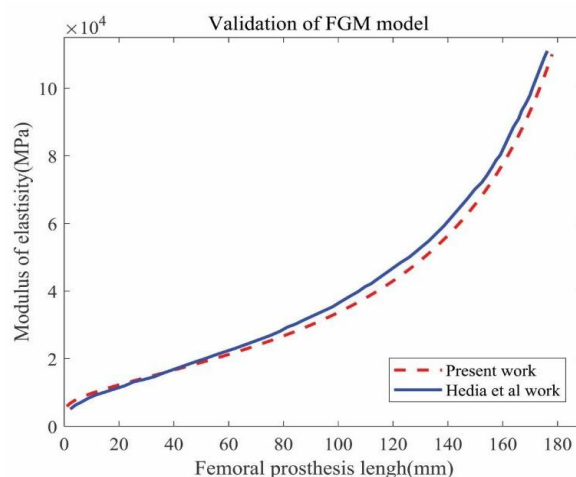
از این رو، مدل های پیشنهادی به هدف کاهش سفتی پروتزهای استخوان ران به طور قابل توجهی دست یافتند تا حد امکان به خواص استخوان ران دست نخورده نزدیک شوند که منجر به کاهش قابل توجهی از سپر تنش در مقایسه با آلیاژ تیتانیوم متراکم شد. جدول (۵) سفتی به دست آمده از نمودارهای نیرو-جابه جایی را برای پروتزها با درصد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

شده، از دو ماده با مدول الاستیسیته ۱۱۰ و ۱ گیگاپاسکال و $m = 0.1$ استفاده شده است.

همان طور که در شکل (۱۶) قابل مشاهده است، بدیهی است که هر دو نمودار مدول الاستیسیته-طول پروتز، در مدل سازی انجام شده و مدل هدیا و همکارانش [9]، بسیار نزدیک به یکدیگر هستند و تطابق قوی نشان می دهند. اندک اختلاف به وجود 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 تأیید شده و برای تحلیل المان محدود برای مدل ها و همچنین هندسه های پروتز، استفاده می-شود.



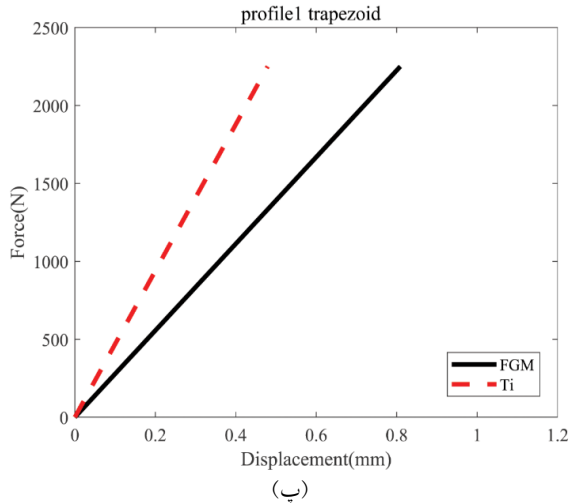
شکل ۱۶ نمایی کامل از استخوان شبکه بندی شده با المان های C3D10



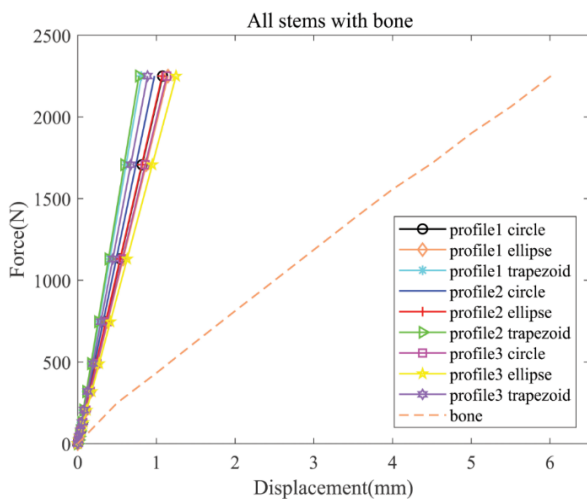
شکل ۱۷ نمودار تغییرات مدول الاستیسیته پروتز در طول پروتز برای مدل سازی انجام شده و مرجع [9]

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



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



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

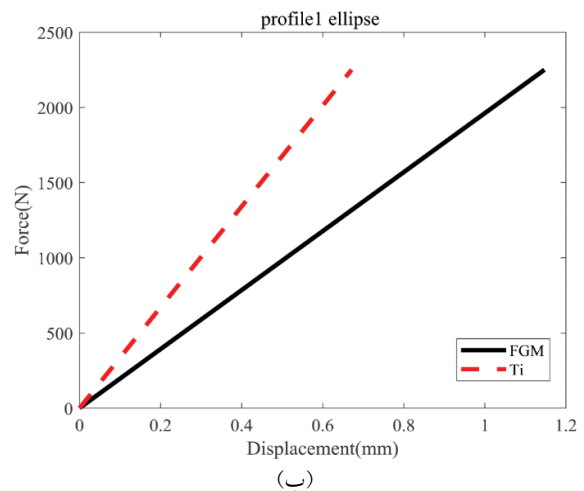
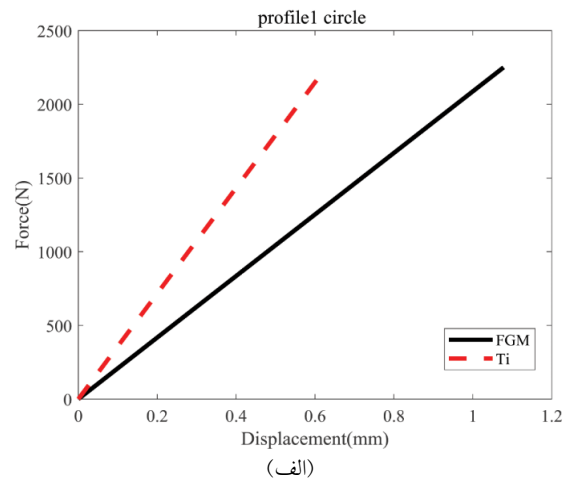
اعتبارسنجی مدل استخوان و پروتز

مدل‌های المان محدود پروتز قرار داده شده در استخوان با استفاده از نرم‌افزار تحلیل المان محدود ABAQUS با مدل توکل و همکاری‌اش [19] مورد اعتبارسنجی 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

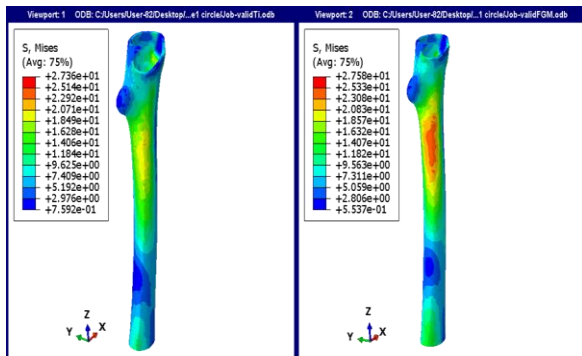
آلیاژ متراکم Ti-4Al-6V (میانگین همه مدل‌های پروتز) خلاصه می‌کند که در این جدول سفتی با تقسیم بیشترین نیروی وارد بر پروتز (۲۲۵۰ نیوتون) بر بیشترین جابه‌جایی ایجاد شده برای هر پروتز محاسبه شده است و کاهش سفتی پروتزهای FGM در مقایسه با پروتز همگن تیتانیومی مشخص شده است.

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

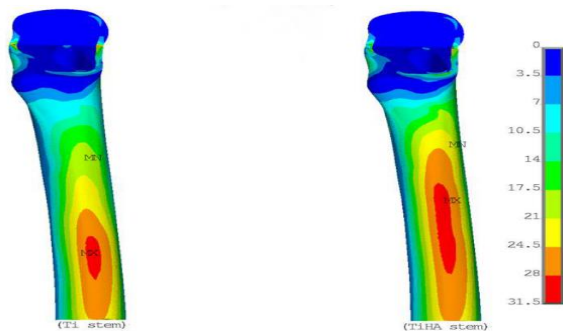
همچنین از شکل (۲۰) که نمودار نیرو- جابه‌جایی همه هندسه‌های FGM با استخوان [20] مقایسه شده است، می‌توان مشاهده کرد که بیشترین کاهش سفتی یعنی بیشترین نزدیکی به سفتی استخوان، مربوط به پروفیل ۳ با سطح مقطع بیضی و کمترین کاهش برای پروفیل ۲ با سطح مقطع دوزنقه نتیجه شده است. بنابراین پروتز ساخته شده از پروفیل ۳ یا سطح مقطع بیضی، بیشتر از سایر مدل‌ها، از سیر تنش جلوگیری می‌کند.



ما ایجاد نمی‌کند. به این ترتیب مدل مورد استفاده اعتبارسنجی شده و برای سایر هندسه‌ها و بررسی نتایج از آن استفاده می‌شود.



(الف)



(ب)

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 [19]

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. همان طور 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.

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.

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

مدل طراحی شده پروتز	سختی (N/mm)	سختی میانگین (N/mm)	کاهش سختی 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		

از شکل (۲۱) و مقایسه مقادیر تنش فون میزس در حالت استفاده از ماده تیتانیومی کامل و مدل با ساقه FGM (تشکیل شده از دو ماده تیتانیوم و هیدروکسی آپاتیت با $m = 0.1$) و مقایسه آن با مقاله [19]، 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 به دست آمد و این اختلاف با توجه به تفاوت‌هایی که دو مطالعه با هم دارند، مشکلی برای اعتبارسنجی مدل

جدول ۸ 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	
	$m = 0.5$	$m = 1$
Profile1 Circle	۹۲/۸۲	۵۵/۶۳
Profile1 Ellipse	۸۷/۴۲	۵۱/۷۱
Profile1 Trapezoid	۷۹/۴۳	۳۸/۹۱
Profile2 Circle	۸۶/۸۹	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

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 می شود.

همچنین از مقادیر به دست آمده از تنش های وارد 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 بزرگ تر باشد، مقادیر تنش نیز نسبت به تنش های وارد 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؛ چرا که هدف اصلی در استفاده از این مواد، کاهش تنش وارد به پروتز و افزایش تنش وارد به استخوان است و باید مقادیر متناسب باشند و از نظر استحکام و دوام مکانیکی برای پروتز اشکال به وجود نیاید و تنش وارد به استخوان نیز به حد کافی باشد که باعث رشد استخوان شود و از پدیده سپر تنششی جلوگیری شود.

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

در نتیجه در همه پروتزها با استفاده از ماده FGM دارای تخلخل و با اندیس های کسر حجمی $m = 0.1,0.5,1$ تنش وارد

جدول ۶ حداکثر مقادیر تنش فون میزس (MPa) در پروتزها برای مقادیر $m = 0,0,1$ کسر حجمی

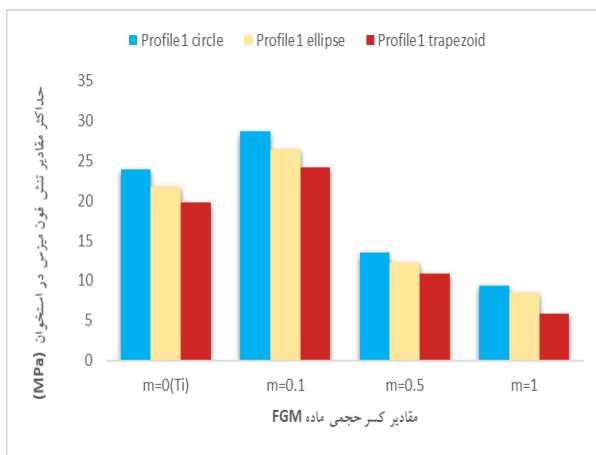
مدل طراحی شده پروتز	حداکثر مقادیر تنش ماده تشکیل دهنده پروتز	
	$m = 0$	$m = 0.1$
Profile1 Circle	۱۷۸/۹۲	۱۶۲/۳۵
Profile1 Ellipse	۱۶۹/۴۳	۱۵۴/۱۶
Profile1 Trapezoid	۱۵۵/۸۶	۱۴۱/۹۲
Profile2 Circle	۱۶۸/۸۲	۱۵۴/۱۵
Profile2 Ellipse	۱۶۴/۶۲	۱۵۰/۱۵
Profile2 Trapezoid	۱۵۶/۴۲	۱۴۲/۸۵
Profile3 Circle	۱۷۷/۳۲	۱۶۱/۱۵
Profile3 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 می شود. همان طور 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 می شود.

جدول ۷ حداکثر مقادیر تنش فون میزس (MPa) در استخوان برای مقادیر $m = 0,0,1$ کسر حجمی

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

همچنین با توجه به راهنمای نرم افزار، ما هم از آن برای بررسی $m = 0.1$ FGM نتایج ریز حرکت های بین استخوان و پروتزهای از آنجایی که ریز حرکت های بیشتر از (استفاده کردیم. $0.1 = 150$ میکرومتر، بیش از حد در نظر گرفته می شود و باعث ناپایداری پروتز و شکست عمل جراحی می شود. همان طور 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، پروتزهای 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 متخلخل FGM (پروفیل یک - سطح مقطع دایره) برای دو ماده و آلیاژ تیتانیومی متراکم به عنوان یک نمونه آورده شده است.



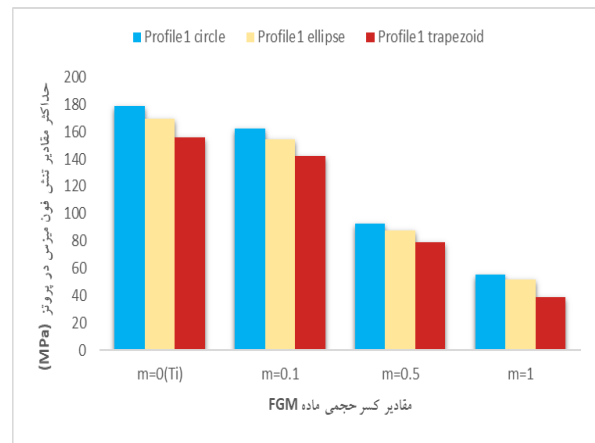
شکل ۲۳ نمودار تغییرات حداکثر مقدار تنش فون میزس در استخوان بر حسب مقادیر کسر حجمی ماده FGM برای پروتزهای پروفیل ۱

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 [16,21,22]. 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، پروتزهای منعطف

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 مقطع های متفاوت و اندیس ماده FGM، نسبت داده می شود.

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
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 پروتزهای پروفیل ۱

ریز حرکت در سطح مشترک استخوان و پروتز

با توجه به اینکه در نرم افزار آباکوس نتایج ریز حرکت به در بخش نتایج این نرم افزار قابل بررسی و CSLIP صورت و CSLIP1 تحلیل است. از آنجایی که نتایج به دو صورت [12] نمایش داده می شود، با توجه به مقاله مرجع CSLIP2 برای بررسی ریز حرکت استفاده کرده است و CSLIP2 که از

FGM به جای ماده متراکم تیتانیومی، می‌توان سفتی پروتز را به سفتی استخوان نزدیک کرد و از آنجایی که پدیده سپر تنش‌ی به دلیل عدم مطابقت و نزدیکی سفتی ایجاد می‌شود؛ بنابراین سپر تنش‌ی هم کاهش یافته است.

برای بررسی پدیده سپر تنش‌ی و همچنین تقویت رشد استخوان، از نتایج حاصل از تنش‌های فون میزس وارده به استخوان و پروتز استفاده شد. افزایش مقادیر تنش در استخوان در استفاده از پروتز FGM نشان می‌دهد که تنش‌های کمتری به پروتز نسبت به حالت متراکم وارد شده است و باقی‌مانده تنش به استخوان وارد شده است که سبب کاهش پدیده سپر تنش‌ی می‌شود با افزایش تنش، فعالیت استخوان افزایش، چگالی آن افزایش و در نتیجه استخوان تقویت و رشد می‌یابد که در همه پروتزها این نتایج مشاهده شد.

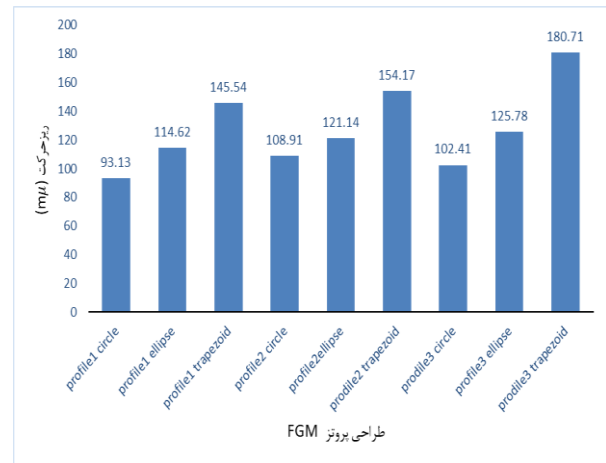
همچنین با بررسی اندیس‌های مختلف ماده FGM و بررسی نتایج تنش‌های به دست آمده از مدل استخوان و پروتز، به این نتیجه رسیدیم که هر چه اندیس کسر حجمی ماده FGM بزرگتر باشد، مقادیر تنش در پروتز و استخوان نسبت به تنش‌های وارد به مجموعه پروتز و استخوان در حالت استفاده از پروتز با ماده متراکم تیتانیوم، کاهش می‌یابد و بنابراین مقادیر اندیس کسر حجمی برای ماده FGM بسیار تأثیرگذار است و باید مورد توجه و بررسی بیشتر برای رسیدن به اندیس مناسب، قرار گیرد.

همچنین از مقادیر به دست آمده از تنش‌های وارد 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 وارد به پروتز با ماده متراکم تیتانیومی، هم در پروتز و هم در استخوان، کاهش می‌یابد و بنابراین انتخاب کسر حجمی مناسب برای ماده FGM بسیار مهم است.

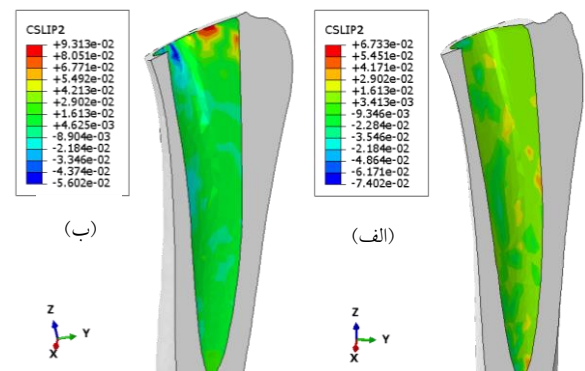
از نتایج حاصل از تحلیل استاتیکی، ریزحرکت‌های ایجاد شده بین پروتزها به دست آمد و به جز دو مدل از پروتزها (پروتزهای با هندسه پروفیل دو و سه - سطح مقطع دوزنقه) که مقادیر بالاتر از ۱۵۰ میکرومتر داشتند، بقیه مقادیر در محدوده قابل قبول بودند و ریزحرکت‌های ایجاد شده منجر به ایجاد مشکلات احتمالی برای پروتز نشدند و به رشد استخوان کمک کردند.

موارد زیر از جمله پیشنهاداتی است که می‌توان در ادامه این پژوهش انجام داد:

سپر تنش‌ی کمتری را در استخوان اطراف ایجاد می‌کنند اما ریزحرکت بیشتری دارند و در مقابل، پروتزهای سفت و سخت سپر تنش‌ی بالا، اما ریزحرکت‌های کمتری را القا می‌کنند. بنابراین، چالش طراحی این است که بدانیم چگونه محافظ تنش را به حداقل برسانیم در حالی که ریزحرکت‌های رابط را در سطوح قابل قبول حفظ کنیم و از حد مجاز عبور نکنند.



شکل ۲۴ حداکثر مقدار ریزحرکت در فصل مشترک پروتز و استخوان ران برای هندسه‌های 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) آلایژ تیتانیومی متراکم، ب) FGM

بحث و نتیجه‌گیری

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 تنش‌ی و تقویت رشد استخوان در پروتزهای ران بود.

در مدل پروتز - استوانه مشاهده شد که با استفاده از ماده

Growth	رشد	۱. استفاده از تئوری‌های بازسازی استخوان.
Shield	سپر	۲. بررسی استفاده از مواد FGM در تقویت رشد و چگالی
Coding	کدنویسی	استخوان.
Functionally	تابعی	۳. انجام تست‌های تجربی برای اعتبارسنجی نتایج.
Hip	مفصل ران	۴. انجام تست خستگی بر روی هندسه‌های انتخاب شده و به
Design	طراحی	دست آوردن خواص مکانیکی آن مانند تنش تسلیم و حد
Prosthesis	پروتز	استقامت.
Graded	توزیع شده	
Micromotion	ریزحرکت	

واژه‌نامه

تقدیر و تشکر

Analysis	تحلیل
Porous	متخلخل
Replacement	تعویض
Stress	تنش
Remodeling	بازسازی

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, 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*, pp. 6-7, (2017).
- [4] A. Eshra, *An experimental set up to investigate non-invasive detection of hip prosthesis loosening*, (2004).
- [5] S. Arabnejad, B. Johnston, M. Tanzer, D. Pasini, "Fully porous 3^D printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty," *Journal Orthop Research*, vol. 35, no. 8, pp. 1774-1783, (2017).
- [6] Y. Wang, S. Arabnejad, M. Tanzer, 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] M. Rezaee, N. Sharafkhani, A. Ch. Khoei, "Electrostatically Actuated FGM Microgripper under the Effect of Thermal Moment," *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. 23, no. 2, pp. 65-80, (2012).
- [8] A. A. Oshkour, N. A. Osman, M. Bayat, R. Afshar, 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. S. Hedia, M. A. N. Shabara, T. T. El-Midany, 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, 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, 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).
- [11] N. F. Al Zoubi, F. Tarlochan, H. Mehboob, F. Jarrar, "Design of Titanium Alloy Femoral Stem Cellular Structure for Stress Shielding and Stem Stability: Computational Analysis," *Applied Sciences*, vol. 12, no. 3, p. 1548, (2022).
- [13] A. L. Sabatini, 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, 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. 104-113, (2014).
- [16] N. AL Zoubi, N. F. Khaled, "Design of fully porous functionally graded Ti-6Al-4V femoral stem for stress shielding and implants stability," *Qatar University*, vol. no. pp.51-73, (2022).
- [17] D. Tarzjani, M. A. Nazari, M. Mahjoub, "Investigating the effect of tibia bone heterogeneity on natural frequency using modal test and finite element modeling," *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. 35, no. 2, pp. 77-96, (2023).
- [18] A. S. Arnold, S. S. Blemker, 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, I. Eldesouky, "Comparison of Functionally Graded Hip Stem Implants with Various Second-Generation Titanium Alloys," *Journal of Applied and Computational Mechanics*, vol. 7, no.3, pp. 1315-1323, (2020).
- [20] K. Hazlehurst, C. J. Wang, 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, pp. 949-955, (2013).
- [21] S. Limmahakhun, A. Oloyede, K. Sitthiseripratip, Y. Xiao, C. Yan, "Stiffness and strength tailoring of cobalt chromium graded cellular structures for stress-shielding reduction," *Materials & Design*, vol. 114, pp. 633-641, (2017).
- [22] S. E. Alkhatib, F. Tarlochan, H. Mehboob, R. Singh, K. Kadrigama, 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).