

Finite Element Analysis of Femur Bone and Knee Joint to Improve the Design of a Leg Prosthesis in Order to Reduce Stresses Under Physiological Loading

Mohammad Adeli¹, *Akbar Allahverdizadeh², Pezhman Namashiri¹

1- MSc, Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

2- Assistant Professor, Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

Citation: Adeli M, Allahverdizadeh A, Namashiri P. Finite Element Analysis of Femur Bone and Knee Joint to Improve the Design of a Leg Prosthesis in Order to Reduce Stresses Under Physiological Loading, Metallurgical Engineering, 2024; 27(3):173 -183 <https://doi.org/10.22076/me.2025.2009885.1390>

doi : <https://doi.org/10.22076/me.2025.2009885.1390>

ABSTRACT

In this study, the design and simulation of knee prosthesis was investigated. The presented model included femur bone, tibial head, meniscus, muscle, socket, and liner, which was first subjected to physiological loading, and based on the results, the optimization process was performed on the socket. Next, the optimized and non-optimized sockets were subjected to the same loading and the boundary conditions in order to study the effect of the optimized socket on the stress and displacement of different components of the leg prosthesis. The results demonstrated that the optimized socket reduces the equivalent stress based on von Mises throughout the leg, and slightly reduces the displacement. The intended behavior showed the effectiveness of the optimal socket in absorbing stress and protecting other organs and strengthened its use for medical applications in future. The model can be improved by including the dependence of bone material properties on density and analyzing in cyclic loadings and different forces to evaluate the behavior of the presented model in different conditions.

Keywords: Knee Prosthesis, Femur bone, Socket, Biomechanics, Finite element analysis.

Received: August 23, 2023

Accepted: September 25, 2025

■ ■
***Corresponding Author:**

Akbar Allahverdizadeh, PhD

Address: Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

Tel: +98 (41) 33393877

E-mail: allahverdizadeh@tabrizu.ac.ir

تحلیل المان محدود استخوان ران و مفصل زانو جهت بهبود طراحی پروتز زیر زانو به منظور کاهش تنش‌های وارد شده تحت بارگذاری فیزیولوژیکی

محمد عادل^۱، * اکبر اللهوردی زاده^۲، پژمان نمه‌شیری^۱

۱- کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

۲- استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

چکیده

در این پژوهش طراحی و شبیه‌سازی پروتز استخوان زانو مورد بررسی قرار گرفت. مدل ارائه شده شامل استخوان ران، سر تیبیا، منیسک، عضله، سوکت و لاینر بود که ابتدا تحت بارگذاری فیزیولوژیکی قرار گرفت و بر اساس نتایج آن فرایند بهینه‌سازی بر روی مدل سوکت انجام گرفت. در ادامه سوکت بهینه شده و غیربهینه تحت بارگذاری مشابه و شرایط مرزی یکسانی قرار گرفتند تا اثر سوکت بهینه شده بر روی تنش و جابجایی اجزای مختلف پروتز با مورد مطالعه قرار گیرد. نتایج نشان داد که سوکت بهینه شده، تنش معادل بر مینای فون مایزس را در سرتاسر پا کاهش می‌دهد و اندازه جابجایی آن را نیز با اندکی کاهش مواجه می‌کند. رفتار مورد نظر اثر بخشی سوکت بهینه را در جذب تنش و محافظت از سایر اندام‌ها نشان داد و استفاده از آن را برای کاربردهای پزشکی در آینده قوت بخشید. مدل می‌تواند با گنجاندن وابستگی خواص مادی استخوان به چگالی بهبود یابد و در بارگذاری‌های سیکلی و نیروهای متفاوت مورد تحلیل قرار گیرد تا رفتار مدل ارائه شده در شرایط مختلف مورد ارزیابی قرار گیرد.

واژه‌های کلیدی: پروتز زانو، استخوان ران، سوکت، بیومکانیک، تحلیل المان محدود.

دریافت: ۱۴۰۲/۰۶/۰۱ | پذیرش: ۱۴۰۴/۰۷/۰۳

۱. مقدمه

مراقبت و توانبخشی پس از قطع عضو اندام تحتانی یک چالش اساسی می‌باشد. یکی از مهم‌ترین وظایف پروتز زیر زانو ایجاد توانایی راه رفتن و مهیا کردن زندگی نرمال برای شخصی است که از قطع عضو رنج می‌برد [۱]. قطع عضو زیر زانو بیومکانیک راه رفتن شخص را تغییر می‌دهد و فعالیت اندام تحتانی را به طور چشمگیری تحت تأثیر قرار می‌دهد. تحقیقات نشان داده است که بررسی رفتار دینامیکی و بیومکانیکی پای مصنوعی فرایند توانبخشی پای شخص بیمار را تسهیل می‌کند و ارائه مدل‌های المان محدود به بهبود ساختارهای مختلف تولید شده برای پای مصنوعی کمک می‌کنند [۲]. پروتز اندام تحتانی شامل قسمت‌های سوکت و لاینر می‌باشد. در عمل جراحی قطع عضو زیر زانو، می‌توان از لاینر پلاستیکی یا چرمی استفاده نمود که اخیراً از

انواع لاینرهای سیلیکونی نیز استفاده می‌شود [۳]. سوکت، رابط میان اندام باقیمانده از پای شخص و پروتز زیر زانو است و زمینه انتقال فشار ناشی از وزن اندام باقیمانده را به پروتز زیر زانو مهیا می‌کند و به همین دلیل سوکت همانند یک ضربه‌گیر عمل می‌کند و نیروهای اعمالی به اندام باقیمانده را جذب می‌کند [۴]. با طراحی یک سوکت مناسب، راحتی، استحکام و کنترل حرکتی کافی برای شخص بیمار فراهم می‌شود. اگر فشار بالایی از جانب سوکت به صورت متناوب به پوست و بافت نرم اندام باقیمانده اعمال شود، منجر به ایجاد زخم می‌گردد که همین امر باعث شده است رفتار جذبی سوکت در فشارهای بالا دارای اهمیت قابل توجهی باشد [۵]. از طرفی، لاینر رابط بیومکانیکی ارتباط بین سوکت و ناحیه بافت باقیمانده می‌باشد و ضرورت استفاده از لاینر به منظور انتقال مؤثر نیروها از سوکت به اندام

* نویسنده مسئول:

دکتر اکبر اللهوردی زاده

نشانی: دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

تلفن: ۳۳۳۹۳۸۷۷ (۴۱) +۹۸

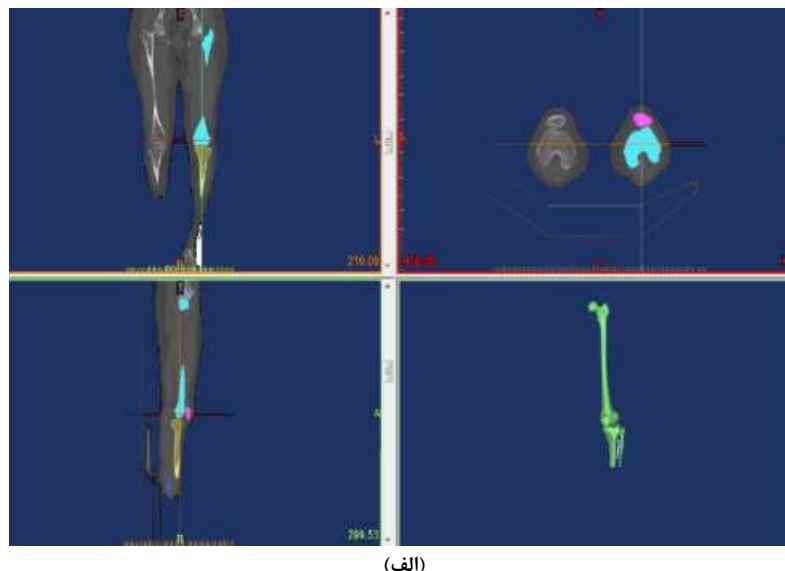
پست الکترونیکی: allahverdizadeh@tabrizu.ac.ir

باقیمانده می‌باشد، زیرا باعث می‌شود تا نیروهای بیشینه‌ای که از سوکت عبور می‌کنند، نتوانند به بافت‌های باقیمانده آسیب وارد نمایند [۶]. برخی تحقیقات به طور خاصی بر روی لاینرهای پروتز مصنوعی کار کردند که می‌توان به مورمن و همکاران [۷] اشاره نمود. آن‌ها یک چهارچوب کلی برای طراحی اجزای مختلف پای مصنوعی ارائه دادند که شامل تصویربرداری غیرتهاجمی، ارزیابی خواص مادی و مدل‌سازی المان محدود بود که در آن ساختار لاینر برای پای بیمار شخصی‌سازی شده بود. شایان ذکر است که روش المان محدود یکی از شیوه‌های رایجی است که برای ارزیابی تنش‌های تجربه شده در اجزای مختلف پای مصنوعی مورد استفاده قرار می‌گیرد و همواره توصیه شده است که به وسیله آن می‌توان ساختارهای بهینه مناسبی را برای سوکت یا لاینر ارائه نمود [۸ و ۹].

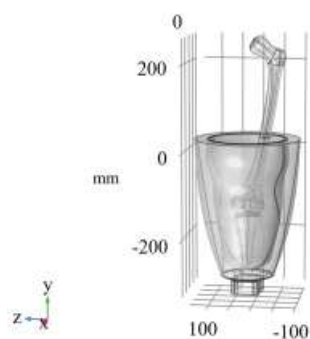
جمال‌الدین و همکاران [۱۰] در پژوهشی به تخمین توزیع فشار اندام باقیمانده در زمان بارگذاری پرداختند. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که ساختار سوکت نقش بسزایی را در توزیع نیروی اندام تحتانی بازی می‌کند و فهم رابطه بین راحتی پای شخص و خاصیت جذب‌کنندگی سوکت در پای مصنوعی دارای اهمیت می‌باشد. همچنین، آن‌ها نشان دادند که مدل‌های سه‌بعدی المان محدود پتانسیل مناسبی برای بهبود طراحی‌ها دارند. لی و همکاران [۱۱] رویکردی را برای مدل‌سازی تماس بین رابط‌های متفاوت پای مصنوعی ارائه دادند که در آن اصطکاک را بین سوکت و سایر اجزا در نظر گرفته بودند. نتایج آن‌ها نشان داد که نواحی دارای انحنای سوکت، تنش نرمال و برشی بیشتری را نسبت به سایر قسمت‌ها تجربه می‌کنند. راماسامی و همکاران [۱۲] یک مدل المان محدود سه‌بعدی شخصی‌سازی شده برای بیمار را ارائه دادند و برای بررسی رفتار پروتز و ارزیابی نواحی آسیب‌بافتی، پروتز را تحت ضربه مورد ارزیابی قرار داد. نتایج آن‌ها این واقعیت را نشان داد که طراحی سوکت در مقدار آسیب نواحی داخلی اندام باقیمانده تاثیر بسزایی دارد و ضخامت سوکت نیز در جذب نیروها موثر می‌باشد. بهارالدین و همکاران [۱۳] با هدف ارائه یک پروتز زیر زانو و ارزیابی جنبه‌های بیومکانیکی آن، پژوهشی انجام دادند. آن‌ها در ابتدا از اندام باقیمانده شخص بیمار تصویربرداری نمودند و در ادامه دو نوع پروتز ارائه دادند که شامل نسخه نرم و سفت بود و بر اساس جنس سوکت، تقسیم‌بندی شده بودند. نتایج نشان داد که در حالتی که جنس سوکت بسیار سفت است، تنش‌های بیشتری در بافت باقیمانده ایجاد می‌شود و سوکت مورد نظر تنش بیشتری از تنش تسلیم را تجربه می‌کند. آن‌ها توصیه کردند که سوکت‌های نرم برای این بیماران مناسب هستند و به خوبی می‌توانند وزن شخص را تحمل نمایند. فوگران و همکاران [۱۴] یک مدل المان محدود از پروتز پا ارائه دادند که در آن مفصل لگن نیز گنجانده شده بود و نیروهای عضلانی را در چهارچوب المان محدود تخمین زدند و به ارزیابی فشارهای وارده بر پروتز پرداختند. آن‌ها بیان نمودند که گنجاندن ساختار لگن در مدل‌های پروتز پا باعث کاهش نیروهای وارده بر پا می‌شود

و با وجود آن که گنجاندن آن‌ها حجم محاسبات را بیشتر می‌کند، اما نتایج را تحت تاثیر قرار می‌دهد. از آنجایی که فشار اعمالی بر روی پروتز پا از طرف اندام‌های فوقانی دارای اهمیت بسزایی است، پاترنو و همکاران [۱۵] با ارزیابی فشار نواحی مختلف سوکت پای مصنوعی، در حالت‌های متفاوت راه رفتن آرام یا صعودی و بالا رفتن و پایین آمدن از پله‌ها، پژوهشی انجام دادند. آن‌ها داده‌های متفاوت فشار را بیان کردند و نشان دادند که در راه رفتن صعودی بیشترین میزان فشار ۱۱۳ کیلوپاسکال در ناحیه خلفی سوکت ایجاد می‌شود و توصیه کردند که این نتایج می‌تواند در بهبود ساختار سوکت‌ها مورد استفاده قرار گیرد. مبارک و همکاران [۱۶] یک مدل المان محدود ارائه دادند که علاوه بر اینکه شامل پروتز زیر زانو بود، قسمت‌های ساق پا و کف پا به صورت ساختارهای ساده‌ای ایده‌آل در شبیه‌سازی گنجانده شده بودند. تمرکز آن‌ها بر روی ساختار سوکت و خواص مادی آن بود. نتایج آن‌ها نشان داد که سوکت ارائه شده در مقایسه با سوکت‌های مرسوم مقادیر تنش را در حدود ۵۰ درصد کاهش می‌دهد و توصیه کردند که شخصی‌سازی سوکت‌ها موجب بهبود عملکرد بیومکانیکی آن‌ها می‌شود.

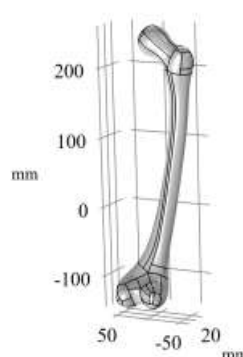
اخیرا، خافاجی و همکاران [۱۷] به بررسی سوکت‌های پروتزی از جنس کامپوزیت‌های زیست سازگار پرداختند که این سوکت‌ها معمولاً توسط الیاف طبیعی تقویت شده‌اند. کامپوزیت‌های مورد بررسی از نوع هیبریدی بودند که الیاف داخل آن‌ها از جنس کناف، بامبو یا فیبر کربن بود. نتایج نشان داد که فیبر کربن و بامبو جنس مناسبی برای سوکت‌های کامپوزیتی هستند و استفاده از این جنس برای پروتزها تاثیر محسوسی در تنش اندام تحتانی می‌گذارد. ساندرس و همکاران [۱۸] اخیراً یک سوکت تطبیقی وابسته به موتور ارائه دادند که در آن اندازه سوکت در هنگام راه رفتن به طور خودکار تغییر می‌کند. آن‌ها نشان دادند که در آزمایش‌هایی که شخص بیشتر از ۲۰ دقیقه در روز راه می‌رود، اندازه سوکت تطبیقی در مقایسه با سوکت‌های مرسوم با اندازه ثابت کمتر تغییر پیدا می‌کند و شرکت‌کنندگان ترجیح می‌دهند از سوکت‌هایی استفاده کنند که اندازه آن‌ها به صورت خودکار تغییر می‌یابد. با این حال، محققان اشاره نمودند که تحقیقات بیشتری در این زمینه لازم است تا عواملی مانند اندازه و وزن سوکت تطبیقی که نقش مهمی را بازی می‌کنند، مورد ارزیابی جزئی‌تری قرار گیرند. در این پژوهش، به منظور ارائه یک ساختار مناسب برای سوکت پای مصنوعی، یک مدل المان محدود شامل استخوان ران، سر تیبیا، عضله، لاینر و سوکت ارائه شده است. برای ارزیابی ساختار سوکت، ابتدا نمونه اولیه تحت فرایند بهینه‌سازی قرار گرفته است و بر اساس آن طراحی ثانویه صورت می‌گیرد و در ادامه هر دو ساختار سوکت بهینه و غیربهینه در یک مدل المان محدود شامل ساختارهای مذکور مورد تحلیل قرار می‌گیرند تا ساختار سوکت ارائه شده مورد ارزیابی قرار گیرد. مدل مورد نظر در آینده می‌تواند توسط مدل‌های مادی غیرخطی و انجام تحلیل‌های دینامیکی بهبود یابد.



(الف)



(ب)



(پ)

شکل ۱: (الف) ماسک زدن نواحی مربوط به استخوان ران و سر استخوان تیبیا در نرم افزار میمیکس، (ب) مدل نهایی استخوان ران که وارد نرم افزار کامسول شد، (پ) مدل نهایی سرهمبندی شده در کامسول شامل استخوان ران، سر تیبیا، عضله، سوکت و منیسک.

۲. مواد و روش ها

به منظور انجام فرایند شبیه سازی، ابتدا لازم بود تا هندسه استخوان ران و تیبیا به همراه سایر اجزای پای مصنوعی طراحی گردد. مدل استخوان های ران و سر تیبیا با استفاده از نرم افزار تجاری میمیکس^۱ از تصاویر پزشکی استخراج شد که در قسمت (الف) شکل (۱) ماسک های مختلف اعمالی بر روی تصاویر به همراه مدل سه بعدی در میمیکس نمایش داده شده است. بعد از انجام فرایند پیش پردازش بر روی آن ها و هموار کردن سطوح غیر مسطح و برآمدگی هایی که ممکن است واگرایی مساله را به دنبال داشته باشند، مدل های هندسی وارد نرم افزار المان محدود کامسول^۲ شدند. مدل نهایی استخوان ران که وارد کامسول شد، در قسمت (ب) شکل (۱) قابل مشاهده است. در ادامه نواحی دیگر پا مانند عضله، سوکت، لاینر و منیسک بر اساس تحقیقات پیشین در نرم افزار سالیدورک^۳ طراحی شدند

[۱۹]. هندسه نهایی وارد شده به کامسول در قسمت (پ) شکل (۱) نشان داده شده است. شکل مذکور به صورت کم رنگ نمایش داده شده است تا اجزای داخلی پا نمایان باشند. بعد از تعریف هندسه مدل، لازم بود تا خاصیت هر کدام از بخش های مختلف توسط مدل های مادی و پارامترهای مناسبی توصیف شوند. اگرچه تحقیقات نشان داده است که استخوان یک بافت غیر خطی، ناهمگن و ناهمسانگرد است، مدل حاضر دارای اجزای مختلفی است و همین امر موجب افزایش پیچیدگی آن شده است. بنابراین، برای کاهش حجم محاسبات، جلوگیری از افزایش درجات غیر خطی بودن مساله و تمرکز بر روی ساختار هندسی سوکت، از مدل الاستیک خطی برای استخوان استفاده شده است که این رویکرد همسو با پژوهش های پیشین نیز می باشد [۲۰-۲۳]. برخی اجزای دیگر مدل که شامل سوکت، لاینر و منیسک می باشد نیز بر اساس پژوهش کیستنبرگ و همکاران [۱۹] به صورت الاستیک خطی در نظر گرفته شدند.

1 Mimics
2 COMSOL
3 SolidWorks

جدول ۱: مقادیر پارامترهای استفاده شده برای توصیف خواص مادی اجزای مختلف مدل

پارامتر	مقدار	واحد	مرجع
E_{femur}	۷/۳	گیگاپاسکال	[۱۹]
ν_{femur}	۰/۳	-	[۱۹]
E_{tibia}	۱۰	گیگاپاسکال	[۲۰]
ν_{tibia}	۰/۳	-	[۲۴]
E_{socket}	۱/۵	گیگاپاسکال	[۲۲]
ν_{socket}	۰/۳	-	[۲۲]
E_{liner}	۰/۰۰۵۱۷	گیگاپاسکال	[۱۹]
ν_{liner}	۰/۳	-	[۱۹]
$E_{menisci}$	۰/۲	گیگاپاسکال	[۱۹]
$\nu_{menisci}$	۰/۳	-	[۱۹]
C_{10}	۳۰	کیلوپاسکال	[۱۹]
C_{01}	۱۰	کیلوپاسکال	[۱۹]
d	۱۶/۶۷	یک بر مگاپاسکال	[۱۹]

پیشنهاد مدل بهینه که توسط آباکوس ارائه شد، در قسمت (الف) شکل (۲) قابل مشاهده است و بر اساس آن طراحی اولیه سوکت که در قسمت (ب) شکل (۱) نمایش داده شد، تحت اصلاحات قرار گرفت. نواحی برداشته شده در قسمت (الف)، در اثر فرایند بهینه‌سازی انجام گرفته و پیشنهادی است که برای بهبود طراحی بعد از انجام فرایند بهینه‌سازی توسط نرم‌افزار ارائه شده است. طراحی نهایی سوکت بهینه شده در قسمت (ب) شکل (۲) نمایش داده شده است. همانطور که مشخص است، ناحیه بیرونی سوکت ساختاری انحنای مانند پیدا کرده است و قسمت زیرین آن به صورت پله‌ای در نظر گرفته شده است. بعد از تعیین ساختار سوکت بهینه شده، انجام فرایند شبیه‌سازی صورت گرفت. در این پژوهش دو نوع شبیه‌سازی انجام گرفت. در حالت اول مدلی که سوکت در آن بهینه نشده بود مورد تحلیل قرار گرفت و در حالت دوم از مدل با سوکت بهینه شده استفاده شد. نیروی اعمالی بر مدل همان ۷۵۰ نیوتنی بود که برای فرایند بهینه‌سازی از آن استفاده شد و به عنوان شرایط مرزی قسمت تحتانی مدل مقید شد. محل اعمال نیرو و قید عدم جابجایی در شبیه‌سازی انجام شده به ترتیب در قسمت‌های (الف) و (ب) شکل (۳) قابل مشاهده هستند. از آنجایی که اجزای مختلف مدل با یکدیگر در تماس هستند، لازم بود قیدهای تماسی مناسبی در مسئله تعریف شود. با اتخاذ رویکرد کیستمبرگ و همکاران [۱۹]، تماس بین لاینر/عضله، استخوان‌ها با منیسک و بافت عضله به صورت تای^۴ در نظر گرفته شد و تماس بین سوکت/لاینر با ضریب اصطکاک ۰/۳

پارامترهای استفاده شده برای مدل در جدول (۱) لیست شده‌اند که علامت‌های E و ν در جدول مذکور به ترتیب پارامترهای مدول یانگ و ضریب پوواسون را نشان می‌دهند. در نهایت، عضله که تحت عنوان یک بافت هایپرالاستیک شناخته می‌شود، به وسیله یک مدل دو عبارتی مونی-ریولین به صورت معادله (۱) مدل‌سازی شد [۱۹]:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) - \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (1)$$

که در آن C_{01} و C_{10} پارامترهای مدل می‌باشند. متغیرهای $\bar{I}_1$ و $\bar{I}_2$ نیز به ترتیب ناوردای^۵ اول و دوم تانسور راست کوشی-گرین C هستند که به صورت $\bar{I}_1 = tr(C)$ و $\bar{I}_2 = \frac{1}{2}((tr(C))^2 - tr(C^2))$ تعریف می‌شوند. $tr()$ در این عبارات نشان‌دهنده عملگر تریس^۵ می‌باشد. عبارت سوم معادله (۱) برای اعمال قید تقریباً تراکم‌ناپذیری عضله است و پارامتر d ، تراکم‌ناپذیری بافت را کنترل می‌کند و متغیر J نیز دترمینان تانسور گرادیان تغییر شکل می‌باشد.

بعد از تعریف خواص مادی، فرایند بهینه‌سازی طراحی انجام شده در نرم‌افزار المان محدود آباکوس^۶ بر روی سوکت انجام گرفت. در این فرایند، قسمت پایینی مدل در تمامی جهت‌های سیستم مختصات مقید شد و سر استخوان ران تحت بارگذاری نیروی فیزیولوژیکی ۷۵۰ نیوتن قرار گرفت [۲۵]. نتیجه نهایی

4 Invariant
5 Trace
6 Abaqus
7 Tie

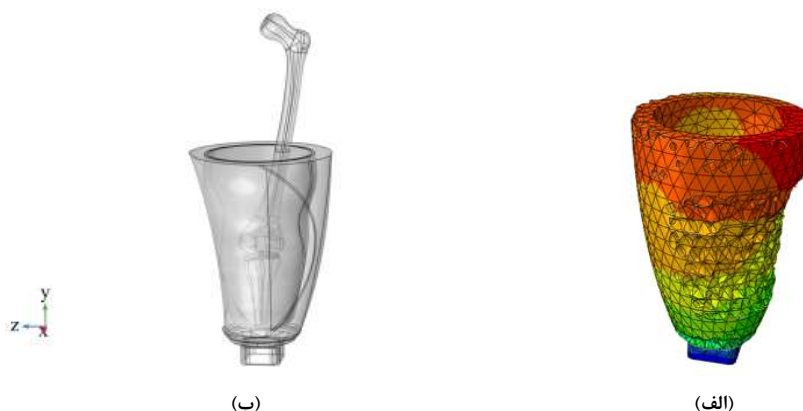
طور چشمگیری کاهش پیدا کرد، به نحوی که بیشینه تنش مدل‌ها در حالت غیربهینه مقدار تقریبی $39/5$ کیلوپاسکال و در حالت بهینه تقریباً 33 کیلوپاسکال را از خود نشان دادند. برای درک بهتر تفاوت‌های بین دو حالت شبیه‌سازی انجام شده، در ادامه اجزای مختلف مدل‌ها با یکدیگر به صورت مجزا مقایسه می‌شوند.

با توجه به شکل (۵) که تنش معادل بر مبنای فون مایزس استخوان ران و تیپیا را برای دو حالت غیربهینه و بهینه سوکت نمایش می‌دهد، می‌توان به دو نکته اشاره نمود. اولین مورد قابل توجه در شکل مذکور کاهش مقادیر تنش سرتاسر استخوان‌ها در حالت بهینه سوکت نسبت به حالت غیربهینه آن می‌باشد. نکته دیگر مقدار تنش استخوان تیپیا نسبت به استخوان ران می‌باشد. در واقع زمانی که سر استخوان ران تحت بارگذاری قرار گرفته است، قسمت تنه‌ای آن تنش محسوسی را تجربه کرده است و به دلیل اتصال استخوان ران به استخوان تیپیا از طریق منیسک، تنش مورد نظر ابتدا به منیسک منتقل شده که همانند یک جذب‌کننده عمل کرده و باعث شده است که تنش کمتری به استخوان تیپیا منتقل شود و استخوان تیپیا چندان تحت تاثیر قرار نگرفته است. با این حال، حالت بهینه سوکت کاربرد خود را در کاهش مقادیر تنش استخوان به خوبی نمایش داد.

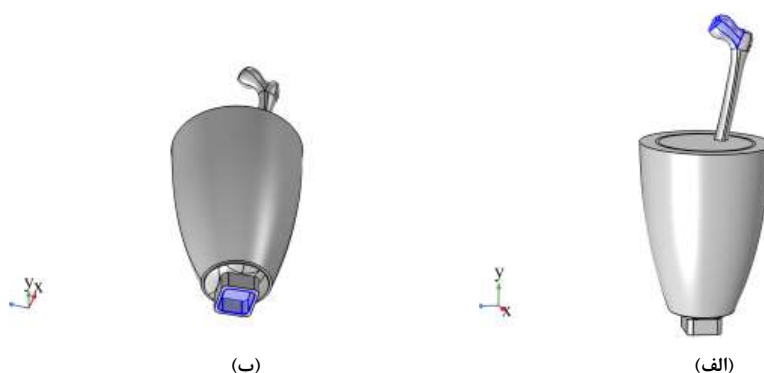
فرض شد. برای حل مدل در کامسول، بر اساس پژوهش‌های پیشینی که مدل‌های پیچیده بیومکانیکی را در این نرم‌افزار حل کرده بودند، از روش خودکار میرایی نیوتن به همراه حلگر خطی PARDISO استفاده شد [۲۶ و ۲۷]. نحوه بارگذاری نیرو به صورت گام‌های ۵ نیوتن تعریف شد تا تمامی نیرو به یکباره وارد نشود و به صورت پیوسته و خطی اعمال نیرو صورت گیرد تا از واگرایی احتمالی مدل جلوگیری شود و نتایج دقت مناسبی داشته باشند.

۳. نتایج و بحث

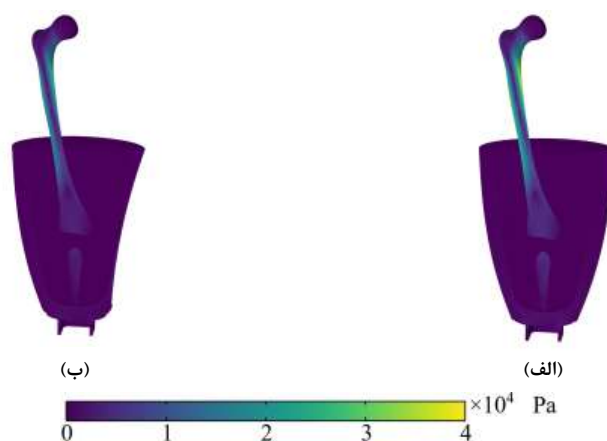
شکل (۴) تنش معادل بر مبنای فون مایزس را در انتهای اعمال نیروی ۷۵۰ نیوتنی برای حالت‌های بهینه شده و عدم بهینه نمایش می‌دهد. این شکل با اعمال یک برش در وسط مدل ایجاد شده است تا نواحی داخلی مشخص باشند ولی برش اعمالی به بافت منیسک نرسیده بود. بیشینه تنش هر دو مدل در ناحیه بالایی استخوان ران به وقوع پیوست. شایان ذکر است که در شکل مورد نظر مقادیر تنش سوکت و سایر اجزا به مراتب کمتر بود و این نشان می‌دهد که استخوان ران نقش مهمی را در هنگام بارگذاری بازی می‌کند. نکته دیگر مقادیر تنش بین دو مدل بهینه و غیربهینه بود. در حالت بهینه مقدار تنش به



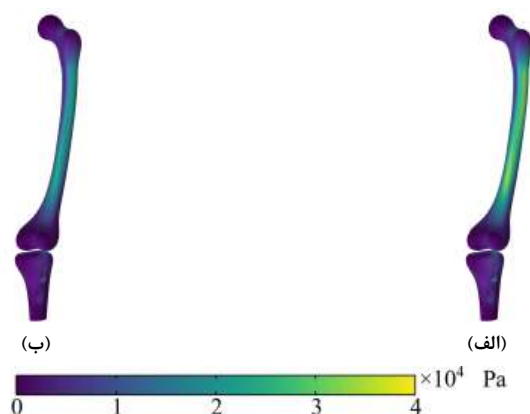
شکل ۲: (الف) پیشنهاد ارائه شده توسط آباکوس بعد از انجام فرایند بهینه‌سازی، (ب) طراحی نهایی سوکت بهینه شده بر اساس پیشنهاد ارائه شده توسط فرایند بهینه‌سازی.



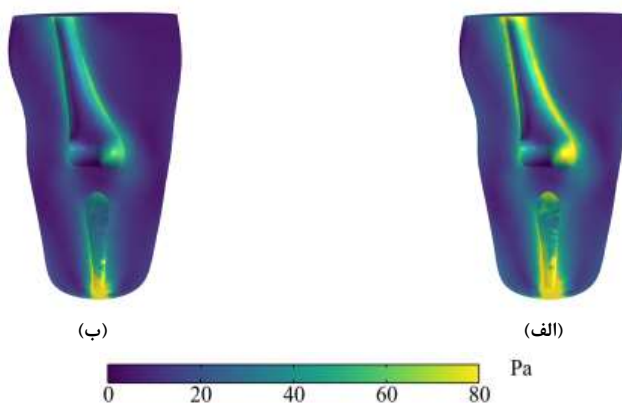
شکل ۳: (الف) محل بارگذاری نیرو و (ب) اعمال شرایط مرزی عدم جابجایی در شبیه‌سازی‌ها.



شکل ۴: تنش معادل بر مبنای فون مایزس سرتاسر مدل بر حسب پاسکال در حالت‌های (الف) عدم بهینه‌سازی و (ب) انجام بهینه‌سازی سوکت.



شکل ۵: مقادیر تنش معادل بر مبنای فون مایزس استخوان‌های ران و Tibia تحت بارگذاری فیزیولوژیکی ۷۵۰ نیوتن در حالت‌های (الف) عدم بهینه‌سازی و (ب) بهینه‌سازی سوکت.



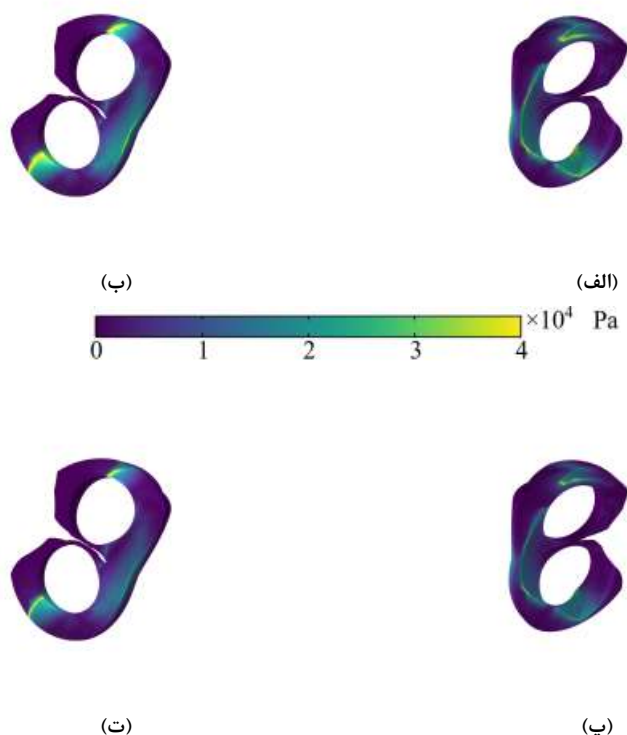
شکل ۶: رفتار تنش معادل بر مبنای فون مایزس عضله در حالت‌های (الف) غیربهینه و (ب) بهینه سوکت.

بالایی و پایینی منیسک متفاوت بود. دلیل این تفاوت محل اتصال استخوان‌های ران و تیبیا به این بافت می‌باشند. در واقع محل‌های اتصال توزیع تنش بیشتری را از خود نشان دادند و با دور شدن از محل‌های مورد نظر تنش نیز کاهش پیدا کرد. از طرفی، ناحیه داخلی منیسک تنشی در محدوده‌ی ۳/۵ کیلوپاسکال در حالت عدم بهینه تجربه کرد ولی این مقدار با انجام بهینه‌سازی سوکت کاهش پیدا کرد و به مقدار تقریبی ۲/۶ کیلوپاسکال رسید.

شکل (۸) مقادیر تنش سوکت را در حالت‌های بهینه و غیربهینه از دو نمای متفاوت نمایش می‌دهد. مقدار بیشینه تنش سوکت نسبت به استخوان‌ها و بافت منیسک کمتر بود. در حالت غیربهینه و بهینه، سوکت بیشینه تنش مشابهی به مقدار تقریبی ۳ کیلوپاسکال تجربه کرد و در حالت بهینه شده، توزیع تنش به طور چشمگیری متفاوت بود. در واقع با توجه به ردیف اول شکل مذکور که مرتبط به حالت غیربهینه است، می‌توان دید که بیشینه تنش در نزدیکی محل اعمال شرایط مرزی (مقید کردن انتهای سوکت) رخ داده است و نواحی بیرونی سوکت، تنش چندان را تجربه نکرده‌اند و ناحیه داخلی تنش تقریبی ۲/۳ کیلوپاسکال را نمایش داد. با این حال در حالتی که سوکت بهینه شده بود، مقادیر تنش در نزدیکی انتهای سوکت اندکی کاهش پیدا کرد و نواحی بیرونی سوکت مقادیر قابل توجهی از توزیع تنش را تجربه کردند. همین رفتار باعث شد تا ناحیه داخلی سوکت بهینه شده نیز رفتار متفاوت و توزیع تنش متمایزی را نسبت به حالت غیربهینه از خود نشان دهد،

برای تحلیل رفتار عضله در هنگام بارگذاری فیزیولوژیکی، برشی در راستای طولی آن ایجاد شد تا داخل بافت قابل مشاهده باشد. شکل (۶) توزیع تنش معادل بر مبنای فون مایزس عضله را در شبیه‌سازی‌های بهینه و غیربهینه سوکت نمایش می‌دهد. با توجه به نتایج در هنگام استفاده از سوکت بهینه شده، علاوه بر کاهش مقادیر تنش، توزیع تنش نیز تحت تاثیر قرار می‌گیرد. به عنوان مثال در ناحیه مرتبط با استخوان تیبیا، اطراف استخوان نیز تنش محسوسی به مقدار تقریبی ۵۰ پاسکال تجربه کرده است اما در حالت بهینه شده ناحیه تحت تنش کمتر شده و تنش به مقدار تقریبی ۴۲ پاسکال کاهش پیدا کرده است. از طرفی، در هر دو حالت، بافت تنشی بیشینه به مقدار تقریبی ۷۹ پاسکال را در ناحیه انتهایی اتصال استخوان تیبیا به عضله تجربه کرد و این نشان داد که مقدار تنش ناحیه مورد نظر همانند سایر نواحی تحت تاثیر بهینه‌سازی قرار نگرفته است ولی توزیع تنش آن تا حدودی تغییر پیدا کرده است.

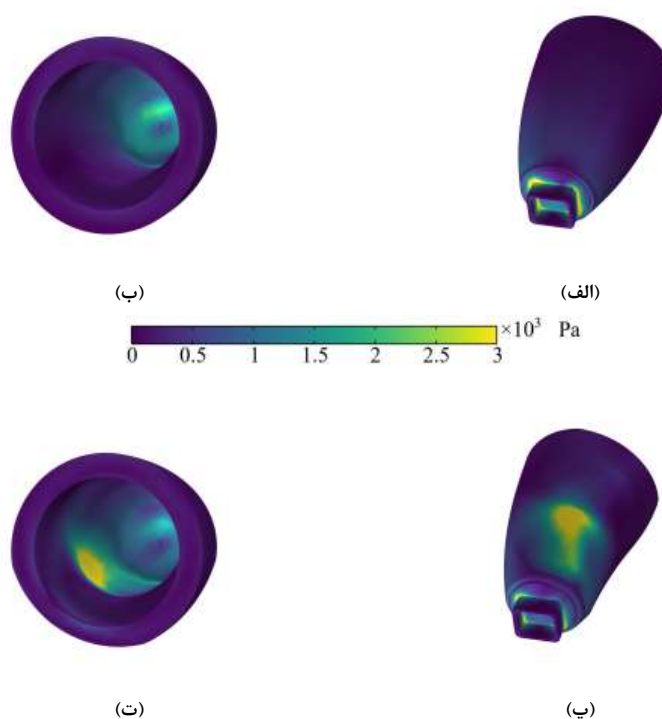
در شکل (۷) تنش معادل بر مبنای فون مایزس بافت منیسک در دو نمای بالایی (محل تماس انتهای استخوان ران با منیسک) و زیرین (محل تماس سر استخوان تیبیا با منیسک)، قابل مشاهده است. در شکل مذکور، هر دو حالت شبیه‌سازی با سوکت بهینه و غیربهینه قرار داده شده است. به طور کلی، بهینه‌سازی صورت گرفته بر روی ساختار سوکت مقادیر تنش را در بافت منیسک کاهش داد و تاثیر قابل توجهی بر روی آن داشت. شایان ذکر است که نحوه توزیع تنش در قسمت



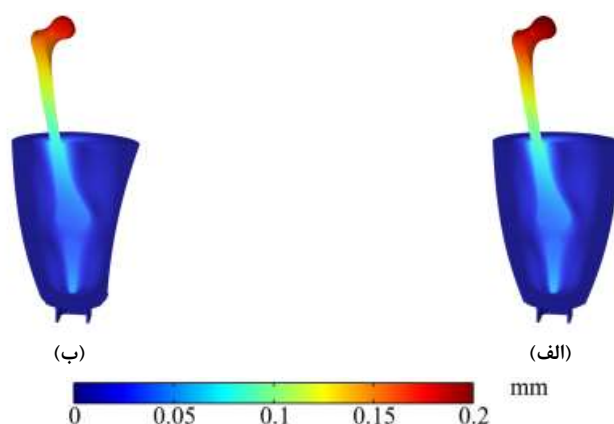
شکل ۷: نتایج تنش معادل بر مبنای فون مایزس بافت منیسک در شبیه‌سازی با سوکت (الف-ب) غیربهینه و (پ-ت) بهینه شده در دو نمای (الف-پ) بالایی و (ب-ت) زیرین.

مدل در حالت‌های بهینه و غیربهینه سوکت در شکل (۹) قابل مشاهده است. مقدار تاثیر بهینه‌سازی بر روی جابجایی به اندازه تاثیر آن بر روی تنش مدل نبود، با این حال بیشینه جابجایی را به مقدار 0.02 میلی‌متر تغییر داد. در حالت غیربهینه و بهینه بیشینه اندازه جابجایی برابر مقدار تقریبی 0.02 و 0.18 میلی‌متر بود که در ناحیه سر استخوان فمور رخ داد. از آنجایی که سر استخوان ران محل اعمال نیرو بود و از ناحیه مقید شده (شرایط مرزی) فاصله زیادی داشت، رفتار جابجایی مدل توجیه‌پذیر است. نکته قابل توجه آن است که تفاوت جابجایی دو مدل فقط در استخوان ران محسوس بود و در سایر نواحی مثل عضله یا سوکت تقریباً مشابه بود. از طرفی، انتهای استخوان تیبیا نیز تحت مقداری جابجایی قرار گرفت و در مدل بهینه شده با اندکی کاهش مواجه شد.

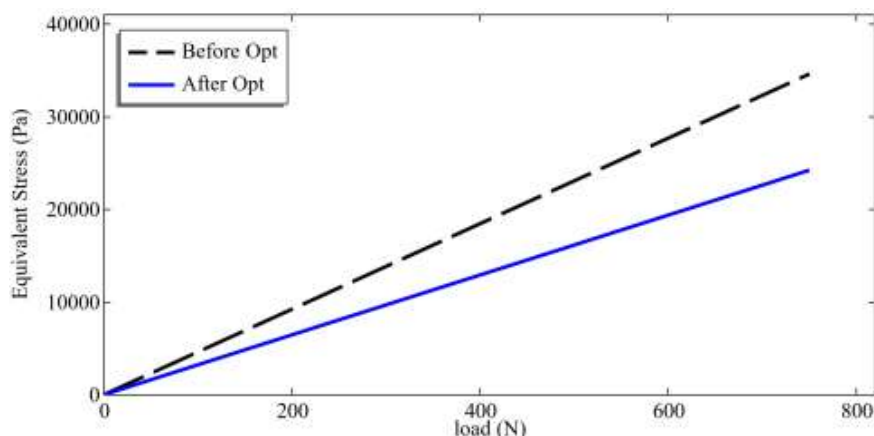
به نحوی که بیشینه تنش نواحی داخلی در حالت بهینه به مقدار $2/9$ کیلوپاسکال رسید. شایان ذکر است که این افزایش تنش سوکت ناشی از طراحی بهینه شده با کاهش مقادیر تنش در سایر اجزای پا می‌باشد. در واقع هدف از انجام بهینه‌سازی کاهش مقادیر تنش در استخوان‌ها و بافت منیسک بود و تغییرات اعمال شده در ساختار سوکت باعث شد مقادیر قابل توجهی از تنش را در اثر بارگذاری فیزیولوژیکی جذب کند و از وارد شدن تنش‌های بیشتر به سایر اجزا جلوگیری کند. این نتایج نیز رفتار مناسب سوکت را تایید می‌کنند و اهمیت انجام فرایند بهینه‌سازی بر روی پروتزهای پا را به خوبی نشان می‌دهند. علاوه بر اینکه بهینه‌سازی سوکت بر مقادیر و توزیع تنش اثرگذار بود، رفتار جابجایی مدل را نیز تحت تاثیر قرار داد. اندازه جابجایی



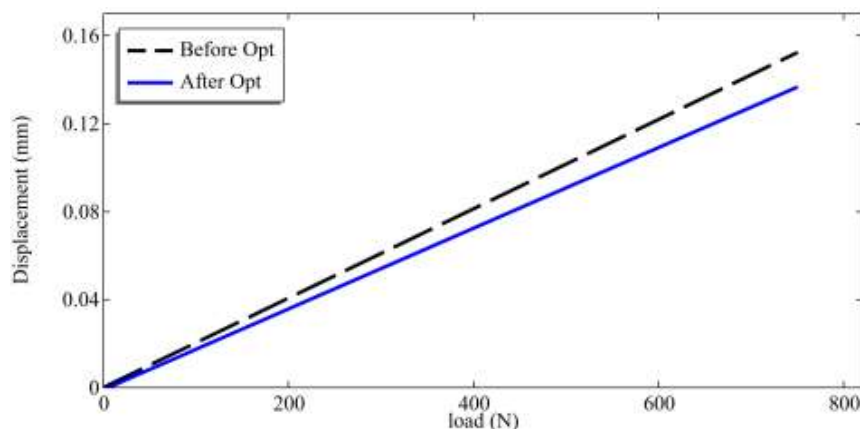
شکل ۸: توزیع تنش معادل بر مبنای فون مایزس سوکت در دو حالت (الف-ب) غیربهینه و (پ-ت) بهینه شده در دو نمای (الف-پ) زیرین و (ب-ت) بالایی.



شکل ۹: تغییرات جابجایی مدل بر حسب میلی‌متر در حالت‌های (الف) غیربهینه و (ب) بهینه سوکت.



(الف)



(ب)

شکل ۱۰: نتایج (الف) تنش معادل بر مبنای فون مایزس و (ب) اندازه جابجایی برای نقطه‌ای در فاصله یک‌سوم سطح بالایی استخوان ران قبل از انجام فرایند بهینه‌سازی (Before Opt) و بعد از فرایند بهینه‌سازی (After Opt) سوکت.

تنش استخوان ران شد. از طرفی، بیشینه جابجایی برای نقطه مذکور نیز برای حالت‌های غیربهینه و بهینه به ترتیب ۰/۱۵۲۴ و ۰/۱۳۶۶ میلی‌متر بود که علاوه بر کاهش مقدار تنش، اندازه جابجایی استخوان نیز در اثر فرایند بهینه‌سازی سوکت تحت تاثیر قرار گرفت و کاهش پیدا کرد.

به دلیل محدودیت‌های پژوهش حاضر و عدم امکان دسترسی به منابع لازم جهت تهیه داده‌های تجربی، مقایسه نتایج با داده‌های واقعی ممکن نبود. در آینده می‌توان به منظور ارزیابی گسترده‌تر عملکرد سوکت بهینه شده، نتایج با داده‌های تجربی مقایسه شوند. با این حال، عدم استفاده از داده‌های تجربی جهت مقایسه نتایج مدل، هم راستا با پژوهش‌های پیشین می‌باشد که بر روی تحلیل المان محدود مدل تمرکز کردند [۱۷، ۲۰ و ۲۵].

برای مقایسه بهتر تفاوت مابین تنش معادل بر مبنای فون مایزس و اندازه جابجایی در استخوان ران بین دو شبیه‌سازی بهینه و غیربهینه، نقطه‌ای به عنوان نماینده مدل در ناحیه یک‌سوم قسمت بالایی استخوان ران تعریف شد و کمیت‌های تنش و اندازه جابجایی محاسبه شدند که شکل (۱۰) نتایج مذکور را نمایش می‌دهد. کاهش مقادیر تنش و جابجایی در مدل بهینه شده کاملاً محسوس است و نشان می‌دهد که سوکت بهینه شده کاربرد خود را در کاهش مقادیر تنش و تغییر شکل استخوان نشان داده است. در انتهای شبیه‌سازی که نیروی اعمالی به مقدار ۷۵۰ نیوتن رسیده بود، تنش معادل برای همان نقطه در حالت‌های غیربهینه و بهینه به ترتیب ۳۴/۶۰۵ و ۲۴/۲۲۲ کیلوپاسکال بود و نشان می‌دهد که اثر بهینه‌سازی موجب کاهش تقریبی ۱۰ کیلوپاسکال در مقدار

۴. نتیجه گیری

در این پژوهش، به بهینه‌سازی سوکت پروتز زیر زانو و انجام مدل‌سازی و شبیه‌سازی آن پرداخته شد. طراحی اولیه سوکت ابتدا با انجام فرایند بهینه‌سازی اصلاح شد و بعد از آن در یک مدل المان محدود کامل پا شامل استخوان‌های ران و تیبیا، عضله، منیسک و لاینر گنجانده شد. دو تحلیل در این پژوهش انجام گرفت که در حالت اول ساختار سوکت نمونه اولیه بدون فرایند بهینه‌سازی بود و در حالت دوم از سوکت بهینه شده استفاده شد. با تعریف خواص مادی هر کدام از اجزای مدل، پروتز پا تحت بارگذاری فیزیولوژیکی قرار گرفت و رفتار آن در هنگام استفاده از سوکت بهینه و غیربهینه مقایسه شد. نتایج نشان داد که سوکت بهینه شده تنش معادل بر مبنای فون مایزس را در سرتاسر پا کاهش می‌دهد و اندازه جابجایی آن را نیز با اندکی کاهش مواجه می‌کند. رفتار مورد نظر اثربخشی سوکت بهینه را در جذب تنش و محافظت از سایر اندام‌ها نشان داد و استفاده از آن را برای کاربردهای پزشکی در آینده قوت بخشید. مدل المان محدود ارائه شده در این پژوهش می‌تواند در آینده با گنجاندن مدل‌های مادی ناهمسانگرد برای استخوان‌ها و عضله بهبود یابد و رفتار سوکت تحت بارگذاری‌های مختلف مورد بررسی قرار گیرد تا در شرایط متفاوت اثربخشی آن ارزیابی شود.

References

- [1] Legro MW, Reiber G, del Aguila M, Ajax MJ, Boone DA, Larsen JA, Smith DG, Sangeorzan B. Issues of importance reported by persons with lower limb amputations and prostheses. *Journal of rehabilitation research and development*. 1999;36(3):155-63.
- [2] Luengas-Contreras LA, Camargo-Casallas E, Guardiola D. Modeling and Simulation of Prosthetic Gait Using a 3-D Model of Transfemoral Prosthesis. *Revista Ciencias de la Salud*. 2018;16(1):82-100.
- [3] Stolov WC, Clowers MR. Handbook of severe disability: a text for rehabilitation counselors, other vocational practitioners, and allied health professionals. US Department of Education, Rehabilitation Services Administration; 1981.
- [4] Kapp S. Prosthetic management. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. 1992:453-78.
- [5] Reswick J, Rogers J. Experience at Rancho Los Amigos Hospital with devices and techniques to prevent pressure sores. *Bed sore biomechanics*: Springer; 1976. p. 301-10.
- [6] Beil TL, Street GM, Covey SJ. Interface pressures during ambulation using suction and vacuum-assisted prosthetic sockets. *Journal of rehabilitation research and development*. 2002;39(6):693-700.
- [7] Moerman KM, Solav D, Sengeh D, Herr H. Automated and data-driven computational design of patient-specific biomechanical interfaces. 2016.
- [8] Sanders JE, Rogers EL, Sorenson EA, Lee GS, Abrahamson DC. CAD/CAM transfemoral prosthetic sockets from central fabrication facilities: How accurate are they? *Journal of rehabilitation research and development*. 2007;44(3):395.

- [9] Safari M, Tafti N, Rezasoltani P. Effect of 'bad' and 'good' socket fit on functional capability of below knee amputees. *Iranian Journal of War and Public Health*. 2013;5(4):51-60.
- [10] Jamaludin MS, Hanafusa A, Shinichirou Y, Agarie Y, Otsuka H, Ohnishi K. Analysis of pressure distribution in transfemoral prosthetic socket for prefabrication evaluation via the finite element method. *Bioengineering*. 2019;6(4):98.
- [11] Lee WC, Zhang M, Jia X, Cheung JT. Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket. *Medical engineering & physics*. 2004;26(8):655-62.
- [12] Ramasamy E, Avcı O, Dorow B, Chong S-Y, Gizzi L, Steidle G, Schick F, Röhrle O. An efficient modelling-simulation-analysis workflow to investigate stump-socket interaction using patient-specific, three-dimensional, continuum-mechanical, finite element residual limb models. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. 2018;6:126.
- [13] Baharuddin MH, Rashid AMA, Nasution AK, Seng GH, Ramlee MH. Patient-Specific Design of Passive Prosthetic Leg for Transfemoral Amputee: Analysis Between Two Different Designs. *Malaysian Journal of Medicine & Health Sciences*. 2021;17(4).
- [14] Fougerson N, Rohan P-Y, Rose J-L, Bonnet X, Pillet H. Finite element analysis of the stump-ischial containment socket interaction: a technical note. *Medical engineering & physics*. 2022;105:103829.
- [15] Paternò L, Truppa L, Ibrahim M, Rosini E, Gruppioni E, Ricotti L, Mencias A. Quantitative analysis of interface pressures in transfemoral prosthetic sockets. *Prosthetics and orthotics international*. 2024;48(2):176-83.
- [16] Mubarak A, Rashid A, Wahab A, Seng G, Ramlee M, editors. Customized designs and biomechanical analysis of transfemoral prosthetic Leg. *Journal of Physics: Conference Series*; 2021: IOP Publishing.
- [17] Al-Khafaji F, Hamzah MN, Alaiwi Y, editors. Sustainable prosthetic socket design: A study of eco-composites and natural fibers for transfemoral amputees. *AIP Conference Proceedings*; 2024: AIP Publishing.
- [18] Sanders JE, Vamos AC, Mertens JC, Allyn KJ, et al. An adaptive prosthetic socket for people with transfemoral amputation. *Scientific Reports*. 2024;14(1):11168.
- [19] Kistner RS, Kondor SA, Tawfik S, Terk M. Medical imaging generated dynamic prosthetic sockets. 2011.
- [20] Narayanaswamy G, Thomas BA. Finite element analysis of tibia bone model. *International Journal of Engineering and Advanced Technology*. 2019;9:4607-10.
- [21] Kumar KN, Griya N, Shaikh A, Chaudhry V, Chavadaki S. Structural analysis of femur bone to predict the suitable alternative material. *Materials Today: Proceedings*. 2020;26:364-8.
- [22] Karamousadakis M, Porichis A, Ottikkutti S, Chen D, Vartholomeos P. A sensor-based decision support system for transfemoral socket rectification. *Sensors*. 2021;21(11):3743.
- [23] Liu J, Mustafa AK, Lees VC, Qian Z, et al. Analysis and validation of a 3D finite element model for human forearm fracture. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*. 2022;38(9):e3617.
- [24] Tarapoom W, Puttapitukporn T. Stress distribution in human tibia bones using finite element analysis. *Engineering Journal*. 2016;20(3):155-67.
- [25] Maharaj PS, Maheswaran R, Vasanathan A. Numerical analysis of fractured femur bone with prosthetic bone plates. *Procedia Engineering*. 2013;64:1242-51.
- [26] Namashiri P, Allahverdzadeh A, Dadashzadeh B. Modeling and Simulation of Growth in Diastolic Heart Failure. *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*. 2023;35(3):101-14.
- [27] Namashiri P, Allahverdzadeh A, Dadashzadeh B. Modeling and Simulation of Myocardial Hyperelastic and Viscoelastic Properties with Incorporation of Active Stress. *Modares Mechanical Engineering*. 2023;23(9):553-65.