

Case Study

Finite Element Analysis of Ankle Models Using CT and MRI-Based Synthetic CT: A Case Study



Ali Rohani¹ , *Vahid Arbabi²

1. Department of Mechanical Engineering/ Orthopaedic-Biomechanics Research Group, Faculty of Engineering, University of Birjand, Birjand, Iran.



Citation Rohani A, Arbabi V. [Finite Element Analysis of Ankle Models Using CT and MRI-Based Synthetic CT (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2026; 15(2):316-335. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.15.2.3409>

<https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.15.2.3409>

ABSTRACT

Background and Aims Finite element analysis has become one of the common approaches for predicting load distribution between the foot and different supporting structures, providing valuable insights into the internal stresses of bone structures. The construction of accurate models using this method relies on medical imaging data to reconstruct the geometry of bones and tissues. CT scanning is the most widely used imaging modality for bone visualization and serves as the main basis for biomechanical joint modeling. However, radiation-related concerns, particularly in repeated imaging of individuals, children, or sensitive populations, highlight the need for safer and radiation-free alternatives, such as magnetic resonance imaging (MRI). Despite the advantages of MRI, including superior soft tissue quality and radiation safety, direct extraction of bone geometry from MRI remains challenging due to the low contrast of bone boundaries, especially in complex joints, such as the ankle. Recently, another imaging approach known as AI generated CT has emerged, in which CT-like images are generated from MRI data using artificial intelligence techniques. This study aimed to evaluate the accuracy and substitution capability of bone models obtained from a specific MRI sequence and AI generated CT, in comparison with reference CT scans for ankle joint stress analysis.

Methods For this purpose, CT scans, MRI data, and AI generated CT images were acquired from three healthy ankle joint samples. A total of 6 three-dimensional models were constructed based on these imaging modalities. Bone segmentation was performed using Mimics software, and the resulting 3-D models were further processed in 3-matic for standardized positioning, cartilage generation, minor surface smoothing, and mesh generation. Finite element modeling and mechanical simulations were then conducted in the Abaqus software environment. Contact stress distribution and von Mises stresses in the talus bone and cartilage were analyzed and compared across the different imaging-based models.

Results The findings demonstrated that AI generated CT models exhibited good agreement with reference CT scans in terms of maximum stress values and stress distribution patterns, with a maximum difference of 5% in contact stress. In contrast, bone MRI-based models showed noticeable deviations in stress distribution patterns, as well as differences of 12% in maximum contact stress and 45% in von Mises stress.

Conclusion These results indicate that, under current conditions, direct modeling from bone MRI lacks sufficient accuracy for mechanical stress analysis. Nevertheless, generating AI generated CT images from bone MRI using artificial intelligence methods provides a promising pathway for replacing CT scans in future biomechanical modeling of the ankle joint.

Keywords Biomechanical modeling, AI generated CT, MRI, Ankle joint, Stress analysis

Received: 29 Sep 2025

Accepted: 30 Dec 2025

Available Online: 22 May 2026

*** Corresponding Author:**

Vahid Arbabi, Assistant Professor.

Address: Department of Mechanical Engineering/ Orthopaedic-Biomechanics Research Group, Faculty of Engineering, University of Birjand, Birjand, Iran.

Tel: +98 (56) 31026434

E-Mail: v.arbabi@birjand.ac.ir



Copyright © 2026 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC 4.0: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

Extended Abstract

Introduction

Ankle is one of the most complex joints in the human body, composed of several bones that interact intricately to enable motion. Finite element analysis (FEA) has become a widely used method for predicting load distribution across the foot and its supporting structures, providing valuable insights into internal stresses within bone and cartilage. Traditionally, computed tomography (CT) has served as the reference imaging modality for reconstructing bone geometry and biomechanical modeling. However, concerns regarding radiation exposure, especially in repeated imaging or in children, have raised the need for safer alternatives. Magnetic resonance imaging (MRI) is the gold standard for soft tissue imaging, yet direct bone geometry extraction remains challenging due to poor contrast of cortical bone boundaries, particularly in the ankle joint.

In response, novel approaches have emerged, including specific MRI sequences and AI generated CT, in which deep learning algorithms generate CT-like images from MRI data. Previous studies have explored AI generated CT in areas, such as the spine and knee, showing promising results for musculoskeletal applications. Nonetheless, no study had directly investigated the feasibility of specific MRI sequence or AI generated CT in ankle joint finite element modeling.

This study aimed to evaluate whether bone models derived from a specific MRI sequence and from AI generated CT could serve as accurate alternatives to CT scans for finite element analysis of the ankle joint.

Methods

This research focused on feasibility assessment of 3 imaging modalities CT, specific MRI sequence, and AI generated CT for ankle joint biomechanical modeling. Three healthy left ankle joints were analyzed. For one sample, paired CT and specific MRI sequence data were available; for the other two, CT and AI generated CT datasets were collected. In total, 6 models were constructed.

AI generated CT images were produced from MRI datasets using a convolutional neural network with U-Net architecture, trained on paired MRI and CT data from 39 patients. All imaging data were segmented with Mimics software, followed by neutral positioning, cartilage modeling, surface smoothing, and meshing in 3-Matic. Car-

tilage layers were modeled as uniform or semi-uniform thicknesses to ensure proper contact surfaces. Final meshes were transferred into Abaqus for FEA.

Material properties for cortical bone and cartilage were assumed to be linear elastic: Young's modulus of 7300 MPa and Poisson's ratio of 0.3 for bone, and 12 MPa and 0.49 for cartilage. Boundary conditions included 600 N compressive loading along the tibial axis, simulating neutral standing posture. Five mesh densities were tested to ensure numerical convergence, with the final meshes containing up to about 430000 tetrahedral elements.

Validation of the CT-based models was performed by comparing contact stress values against published data from prior studies.

Results

The finite element simulations were performed in Abaqus 2020 using explicit dynamics, requiring 5–7 hours per model depending on mesh density. Contact stresses at the tibiotalar cartilage interface and von Mises stresses in the talus were analyzed.

For the specific MRI sequence model (compared with paired CT):

Maximum contact stress was 12.4% higher than CT.

Von Mises stress in cartilage and talus bone were 39.6% and 44.9% higher, respectively.

Stress distribution patterns showed clear discrepancies, with MRI-based results localizing stress peaks in different anatomical regions than CT.

For the AI generated CT models (compared with paired CT):

In the first case, contact stress was 2.6% higher, and von Mises stress differences were +33% (cartilage) and +32.5% (talus). Despite differences in magnitude, the overall distribution patterns were similar.

In the second case, contact stress was 4.8% lower, while von Mises stresses were 9.9% (cartilage) and 9.8% (talus) lower than CT. Stress localization patterns were highly consistent between AI generated CT and reference CT.

Overall, AI generated CT showed closer agreement with CT in both magnitudes and patterns of stress distribution, whereas specific MRI sequence exhibited significant deviations.

Conclusion

This study demonstrates that while the specific MRI sequence provides useful anatomical information, it lacks sufficient accuracy for direct finite element modeling of the ankle joint due to geometric and contrast limitations. In contrast, AI generated CT produced from MRI data using deep learning algorithms showed high consistency with CT scans, with stress differences as low as 5%.

Therefore, AI generated CT represents a promising radiation-free alternative to CT for biomechanical modeling of complex joints such as the ankle. Continued refinement of MRI sequences and AI algorithms may eventually allow full replacement of CT in musculoskeletal finite element analysis, reducing radiation exposure while maintaining biomechanical accuracy.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of the [University Medical Center Utrecht](#) (Code: METC 17440). All ethical principles were considered in this article. The participants were informed about the purpose of the research and its implementation stages. They were also assured about the confidentiality of their information and were free to withdraw from the study at any time. Written informed consent was obtained from all participants. The clinical trial was registered in [Clinical Trials.gov](#) (NCT03883568).

Funding

This article was extracted from the PhD thesis of Mr Ali Rohani, Department of Mechanical Engineering, [University of Birjand](#), Birjand, Iran. This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally to the conception and design of the study, data collection and analysis, interpretation of the results, and drafting of the manuscript. Each author approved the final version of the manuscript for submission.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.



تحلیل المان محدود مچ پا با سی تی و سی تی مجازی مبتنی بر ام آر آی: مطالعه موردی

علی روحانی^۱، وحید اربابی^۱

۱. گروه پژوهشی ارتوپدی بیومکانیک، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، خراسان جنوبی، ایران



Citation Rohani A, Arbabi V. [Finite Element Analysis of Ankle Models Using CT and MRI-Based Synthetic CT (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2026; 15(2):302-321. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.15.2.3409>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.15.2.3409>

چکیده

مقدمه و اهداف: تحلیل به روش المان محدود به یکی از روش‌های متداول در پیش‌بینی توزیع بار میان پا و تکیه‌گاه‌های مختلف تبدیل شده است و اطلاعات مفیدی درباره تنش‌های درونی ساختارهای استخوانی ارائه می‌دهد. ساخت مدل‌های دقیق در این روش، وابسته به داده‌های تصویربرداری پزشکی برای بازسازی هندسه استخوان‌ها و بافت‌ها است. سی‌تی‌اسکن رایج‌ترین روش برای تصویربرداری از استخوان و مبنای اصلی مدل‌سازی بیومکانیکی مفاصل است. با این حال، نگرانی‌های مرتبط با پرتوهای یونانرژی، به‌طور خاص در تصویربرداری‌های مکرر از افراد، تصویربرداری از کودکان و یا جمعیت‌های حساس، لزوم استفاده از گزینه‌های ایمن‌تر و بدون تابش مانند ام‌آر‌آی را پررنگ می‌کند. با وجود مزایای ام‌آر‌آی نظیر کیفیت مناسب بافت نرم و ایمنی پرتویی، استخراج مستقیم هندسه استخوانی از آن، به دلیل وضوح پایین مرزهای ساختاری استخوان، به‌ویژه در مفاصل پیچیده‌ای مانند مچ پا، با چالش مواجه است. نوع دیگری از تصاویر وجود دارند؛ تصاویری شبیه به سی‌تی‌اسکن که با استفاده از تصاویر ام‌آر‌آی با به کار بردن هوش مصنوعی تولید می‌شوند و به نام سی‌تی مجازی شناخته می‌شوند. هدف این پژوهش، ارزیابی دقت و قابلیت جایگزینی مدل‌های استخوانی حاصل از ۲ روش نوین (شامل ام‌آر‌آی استخوانی و سی‌تی مجازی که هر دو مبتنی بر ام‌آر‌آی هستند) در مقایسه با سی‌تی‌اسکن مرجع در تحلیل‌های تنش مفصل مچ پا است.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش، به‌منظور بررسی امکان‌سنجی کاربرد روش‌های مختلف تصویربرداری در مدل‌سازی بیومکانیکی مفصل مچ پا، از تصاویر سی‌تی‌اسکن، ام‌آر‌آی و سی‌تی مجازی استفاده شد. برای ۳ مفصل مچ پای سالم، در مجموع ۶ مدل سه‌بعدی از ترکیب این تصاویر تولید شد. فرایند بخش‌بندی استخوان‌ها در نرم‌افزار میمیکس انجام شد و مدل‌های سه‌بعدی این استخوان‌ها به‌منظور تعیین موقعیت استاندارد قرارگیری، تولید غضروف‌ها، صیقل دادن جزئی سطوح نوک تیز و مش‌بندی به نرم‌افزار تری‌متیک منتقل شدند. در نهایت شبیه‌سازی مکانیکی با روش المان محدود جهت تحلیل توزیع تنش و جابه‌جایی مفصل در نرم‌افزار آباکوس صورت گرفت.

یافته‌ها: نشان دادند مدل‌های سی‌تی مجازی، از نظر مقادیر حداکثر تنش و الگوی توزیع تنش، تطابق خوبی با مدل‌های مرجع سی‌تی‌اسکن داشته و اختلاف حداکثر ۵ درصد در مقدار تنش تماسی ایجاد کردند. در مقابل، ام‌آر‌آی استخوانی علاوه بر تفاوت در مدل توزیع تنش، به ترتیب تفاوت ۱۲ و ۴۵ درصد در مقدار حداکثر تنش تماسی و تنش فون‌مایزر را نشان داد.

نتیجه‌گیری: این نتایج بیانگر آن است که در شرایط فعلی، مدل‌سازی مستقیم از ام‌آر‌آی استخوانی برای تحلیل‌های تنش مکانیکی فاقد دقت کافی است؛ اما تولید تصاویر سی‌تی مجازی با روش‌های هوش مصنوعی از ام‌آر‌آی استخوانی، مسیری امیدوارکننده برای جایگزینی سی‌تی‌اسکن در مدل‌سازی‌های بیومکانیکی آینده فراهم می‌کند.

کلیدواژه‌ها: مدل‌سازی بیومکانیکی، سی‌تی مجازی، ام‌آر‌آی استخوانی، مفصل مچ پا، تحلیل تنش

تاریخ دریافت: ۰۷ مهر ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۰۹ دی ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۰۱ خرداد ۱۴۰۵

* نویسنده مسئول:

دکتر وحید اربابی

نشانی: خراسان جنوبی، بیرجند، دانشگاه بیرجند، دانشکده مهندسی، گروه مهندسی مکانیک، گروه پژوهشی ارتوپدی-بیومکانیک.

تلفن: ۰۲۶۴۳۴۳۱۰۳۱ (۵۶) +۹۸

رایانامه: v.arbabi@birjand.ac.ir



Copyright © 2026 The Author(s).

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC 4.0: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه و اهداف

مطالعات پیشین بیشتر بر استفاده از سی‌تی‌اسکن برای استخوان و ام‌آر‌آی برای بافت نرم در شبیه‌سازی مفصل مچ پا تمرکز داشته‌اند. در مقابل، کاربرد ام‌آر‌آی استخوانی برای استخراج استخوان در این ناحیه تاکنون بررسی نشده و این پژوهش برای نخستین بار به این موضوع می‌پردازد.

فلورکو و همکاران در یک مطالعه مروری، امکان استخراج ساختارهای استخوانی از تصاویر ام‌آر‌آی و مقایسه آن با سی‌تی‌اسکن را بررسی کرده و نشان دادند ام‌آر‌آی می‌تواند جایگزین مناسبی برای سی‌تی‌اسکن در کاربردهای اسکلتی عضلانی باشد. چگالی پایین پروتون‌ها و زمان رهایش کوتاه، مشکلاتی را در تصویربرداری از استخوان قشری ایجاد می‌کند. این مسئله همچنان یکی از چالش‌های اصلی در این زمینه است [۵]. در مطالعات دیگر، مانند مطالعه استارت‌جس و همکاران، امکان تولید سی‌تی مجازی از ستون فقرات کمری از طریق ام‌آر‌آی بررسی شد. این قابلیت بدون نیاز به پرتودهی مضاعف و درعین حال با امکان تصویربرداری سه‌بعدی، به‌ویژه در درمان اختلالات ستون فقرات اهمیت زیادی دارد [۷]. ون‌در‌کوک و همکاران نیز کیفیت تصویری سی‌تی مجازی مبتنی بر یادگیری عمیق را با سی‌تی‌اسکن مرسوم مقایسه کرده و نتایج قابل قبولی را در تطابق هندسی و جزئیات ساختاری نشان دادند، اگرچه محدودیت‌هایی در تصویربرداری از استخوان تراپیکولار مشاهده شد [۸].

اربایی و همکاران در مطالعه‌ای بر تشخیص استئوآرتروز زانو، عملکرد سی‌تی مجازی مبتنی بر ام‌آر‌آی را در مقایسه با سی‌تی‌اسکن بررسی کردند. آن‌ها با استفاده از الگوریتم‌های یادگیری ماشین و تصاویر ام‌آر‌آی به تولید سی‌تی مجازی پرداختند و نشان دادند این روش قابلیت تجسم استخوان با دقت بالا را داراست [۴]. کوک و همکاران نیز در پژوهشی به بررسی تولید خودکار مدل‌های المان محدود از ستون فقرات بر اساس ام‌آر‌آی پرداختند. آن‌ها نشان دادند الگوریتم‌های یادگیری عمیق قادر به تولید سی‌تی مجازی‌هایی هستند که به‌صورت مستقیم با تصاویر ام‌آر‌آی منطبق بوده و می‌توانند در ساخت مدل‌های دقیق بیومکانیکی، بدون نیاز به پرتودهی و زمان طولانی اسکن، استفاده شوند. البته به دلیل پیچیدگی هندسه ستون فقرات، فرایند بخش‌بندی و تبدیل به مدل ورودی روش المان محدود همچنان چالش برانگیز است [۹].

در همین راستا، مفصل مچ پا نیز به عنوان یکی از ساختارهای پیچیده اسکلتی عضلانی، توجه زیادی را در حوزه مدل‌سازی بیومکانیکی به خود جلب کرده است. این مفصل، ۴ نوع حرکت اصلی را امکان‌پذیر می‌کند و نیروهای وارده بر آن به دلیل ساختار پیچیده و دینامیک بالا، بسیار متنوع هستند. روش المان محدود در مدل‌سازی این مفصل، امکان تحلیل پارامترهایی، مانند توزیع تنش و جابه‌جایی داخلی را با دقت مناسب فراهم می‌کند و به دلیل بهره‌وری بالا در زمان و هزینه، به یکی از ابزارهای پرکاربرد

مچ پا یکی از مفاصل پیچیده بدن است که از چندین استخوان تشکیل شده و این استخوان‌ها به شکلی منحصربه‌فرد و هماهنگ، حرکت پا را ممکن می‌کنند [۱]. تحلیل به روش المان محدود به یکی از روش‌های متداول در پیش‌بینی توزیع بار میان پا و تکیه‌گاه‌های مختلف تبدیل شده است و اطلاعات مفیدی درباره تنش‌های درونی ساختارهای استخوانی ارائه می‌دهد. مدل‌های گوناگونی از پا با مفروضات خاص یا ساده‌سازی در هندسه و مفاصل توسعه یافته‌اند [۲]. کوچک بودن و پیچیدگی استخوان تالوس در کنار تداخل بافت‌های مختلف، نه تنها اهمیت این مفصل را دوچندان می‌کند، بلکه سبب دشواری محاسبات المان محدود نیز می‌شود. با پیشرفت قابلیت‌های محاسباتی و تکنیک‌های تصویربرداری پزشکی مانند سی‌تی‌اسکن (CT) و ام‌آر‌آی (MRI) [۳]، استفاده از روش المان محدود در تحلیل‌های بیومکانیکی استخوان‌ها، بافت‌ها و اندام‌ها گسترش یافته است [۳].

سی‌تی‌اسکن روش سنتی و مرجع برای ارزیابی ساختارهای استخوانی به شمار می‌رود. در مقابل، ام‌آر‌آی به دلیل توانایی در آشکارسازی ناهنجاری‌های بافت نرم داخل و اطراف مفصل، در تشخیص‌های ارتوپدی کاربرد وسیعی یافته است. ام‌آر‌آی بهترین روش برای بررسی بافت نرم است، اما برای ارزیابی ضایعات استخوانی نیاز به سی‌تی‌اسکن است. با این حال، تصویربرداری سی‌تی‌اسکن موجب ایجاد دُز تشعشعی نامطلوب، به‌ویژه برای افراد جوان می‌شود. به‌منظور یافتن جایگزینی غیرتشعشعی که هم دقت تشخیصی را حفظ کند و هم امکان مدل‌سازی سریع و دقیق استخوان را فراهم کند، استفاده از ام‌آر‌آی برای استخراج مدل استخوانی (ام‌آر‌آی استخوانی) مطرح شده است. از این داده‌ها برای تولید تصاویر سی‌تی ساخته‌شده با هوش مصنوعی^۱ یا سی‌تی مجازی استفاده می‌شود که توجه بسیاری را به خود جلب کرده است. تصاویر سی‌تی مجازی با استفاده از داده‌های ام‌آر‌آی و به‌کارگیری الگوریتم‌های هوش مصنوعی و یادگیری عمیق تولید می‌شوند. در این روش، شبکه‌های عصبی با استفاده از تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام‌آر‌آی استخوانی آموزش می‌بینند تا بتوانند از روی داده‌های ام‌آر‌آی، تصاویر سی‌تی مجازی را بازسازی کنند [۴]. چنین رویکردی می‌تواند ضمن کاهش بار پرتودهی برای بیماران، فرایند بالینی را نیز ساده‌تر کند. برای این منظور، سکانس‌هایی از ام‌آر‌آی توسعه یافته‌اند که تصاویری با کنتراست نزدیک به سی‌تی‌اسکن تولید می‌کنند؛ اگرچه این روش نیازمند سخت‌افزار اختصاصی است و در تفکیک مرزهای بین آب و چربی محدودیت‌هایی دارد. روش دیگر، تولید سی‌تی مجازی از تصاویر ام‌آر‌آی است که ضمن ارائه کنتراست مشابه سی‌تی‌اسکن، به‌طور ذاتی با تصاویر ام‌آر‌آی هم‌تراز و قابل تطبیق است [۵، ۶].

1. Computed Tomography (CT)
2. Magnetic Resonance Imaging (MRI)
3. AI Generated CT

شدند. تصاویر سی تی مجازی مبتنی بر ام آر آی مورد استفاده در این تحقیق با بهره‌گیری از اسکانس T1-weighted multi-echo GRE تولید شده‌اند. داده‌های مورد استفاده در این مطالعه در چارچوب یک همکاری بین‌المللی و براساس پروتکل اخلاقی تأیید شده با کد METC 17440 در کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اوترخت جمع‌آوری شده‌اند. تمامی داده‌ها به صورت ناشناس و پس از اخذ رضایت آگاهانه از شرکت‌کنندگان در اختیار گروه پژوهشی قرار گرفته‌اند [۴].

روش المان محدود برای شبیه‌سازی و تحلیل مکانیکی مفصل مچ پا به کار گرفته شد. این روش به دلیل توانایی در پیش‌بینی توزیع تنش و جابه‌جایی‌های داخلی، در مطالعات بیومکانیکی مفاصل انسانی جایگاه ویژه‌ای یافته است. علاوه بر دقت بالا، این روش از نظر زمانی و اقتصادی نیز کارآمد بوده و قابلیت ارائه نتایج قابل اعتماد را دارد. شبیه‌سازی دقیق مفصل مچ پا نیازمند در نظر گرفتن هندسه دقیق، خواص مکانیکی بافت‌ها و شرایط مرزی مناسب است. با توجه به چالش‌های موجود در مدل‌سازی کامل مفصل مچ پا، در طراحی مدل‌ها از ساده‌سازی‌هایی استفاده شده است تا تمرکز بر مقایسه نتایج میان تصاویر مختلف حفظ شود.

استخراج مدل‌های سه‌بعدی

۳ مفصل مچ پای سالم مربوط به پای چپ مورد بررسی قرار گرفت. برای ۱ نمونه، تصاویر سی تی اسکن و ام آر آی متناظر و برای ۲ مفصل دیگر، تصاویر سی تی مجازی و سی تی اسکن جهت تولید مدل سه‌بعدی استفاده شد؛ در مجموع ۶ مدل برای تحلیل به دست آمد. این تصاویر با همکاری دانشگاه علوم پزشکی اوترخت^۶ هلند و گروه پژوهشی ارتوپدی بیومکانیک دانشگاه بیرجند فراهم و تولید شدند.

برای تولید تصاویر سی تی اسکن مجازی، از یک شبکه عصبی^۷ با معماری UNet استفاده شد که به‌طور خاص برای تبدیل تصاویر ام آر آی به سی تی اسکن آموزش داده شده بود. در فرایند آموزش این شبکه، از داده‌های مربوط به ۳۹ بیمار که دارای تصاویر ام آر آی و سی تی اسکن ثبت شده^۸ بودند، بهره گرفته شد [۴].

فرایند بخش‌بندی استخوان‌های تصاویر به صورت دستی در نرم‌افزار میمیکس^۹ توسط یک ناظر باتجربه در مدل‌سازی بیومکانیکی انجام شد. با توجه به ماهیت مطالعه به صورت موردی و تمرکز بر مقایسه تأثیر مدل‌های تصویربرداری بر نتایج تحلیل تنش، ارزیابی کمی توافق بین‌بازبین و درون‌بازبین در این مطالعه انجام نشد. به منظور کاهش وابستگی به کاربر، تمامی مراحل بخش‌بندی براساس یک پروتکل ثابت انجام شد

در این زمینه بدل شده است [۱۰]. با این حال، به دلیل تنوع ویژگی‌های بافتی، ناهمگونی مواد استخوانی، دخالت نیروهای عضلانی و رباطی و تفاوت‌های فردی مانند سن، جنسیت و نژاد، ایجاد یک مدل دقیق از مچ پا فرایندی چالش‌برانگیز و زمان‌بر است [۱۱].

مطالعات متعددی با هدف تحلیل بیومکانیکی مفصل مچ پا انجام شده‌اند که در آن‌ها اثر عوامل مختلف بر رفتار مکانیکی مفصل بررسی شده است. از میان آن‌ها، مدل‌سازی ارائه شده توسط اندرسون و همکاران [۱۲، ۱۳] به‌عنوان مرجع در تحقیقات بسیاری مورد استفاده قرار گرفته است [۱، ۱۴، ۱۵]. در این مدل‌ها، ۲ استخوان اصلی درشت‌نی و تالوس به همراه لایه‌های غضروفی بین آن‌ها در قالب یک سیستم ساده‌شده جهت تحلیل‌های المان محدود در نرم‌افزارهای آباکوس^۴ و انسیس^۵ در نظر گرفته شده‌اند.

با توجه به مطالعات انجام‌شده، استفاده از تصاویر ام آر آی به‌عنوان منبعی برای تولید مدل‌های استخوانی امکان‌پذیر است و ترکیب آن با الگوریتم‌های هوش مصنوعی برای تولید تصاویر سی تی مجازی می‌تواند جایگزینی مناسب برای سی تی اسکن سنتی باشد. در این مطالعه، با هدف بررسی امکان استفاده از ام آر آی در مدل‌سازی بیومکانیکی مفصل مچ پا، تصمیم بر آن شده است تا مدل‌های تحلیل المان محدود از ۳ منبع (تصاویر سی تی اسکن، ام آر آی استخوانی و سی تی مجازی) استخراج شده و توزیع تنش در آن‌ها مقایسه شود. تاکنون مدل‌های بیومکانیکی مفصل مچ پا با استفاده از تصاویر ام آر آی به‌طور مستقیم استخراج و تحلیل نشده‌اند. در این پژوهش، هدف اصلی آن است که آیا مدل استخوان مچ پا استخراج‌شده به کمک روش هوش مصنوعی یا مدل محاسبه‌شده از یک اسکانس خاص ام آر آی می‌تواند جایگزین سی تی اسکن در ساخت مدل‌های بیومکانیکی باشد. بر این اساس، نتایج تحلیل تنش حاصل از مدل‌های المان محدود مبتنی بر تصاویر سی تی اسکن و ام آر آی سی تی مجازی با یکدیگر مقایسه شدند. برای این منظور، ۳ مفصل مچ پا مورد بررسی قرار گرفت: از هر مفصل یک تصویر سی تی اسکن تهیه شد؛ علاوه بر این از یک مفصل تصویر ام آر آی و از ۲ مفصل دیگر سی تی مجازی در دست بود. بر این اساس در مجموع ۶ مدل المان محدود ساخته شد و مورد تحلیل قرار گرفت.

مواد و روش‌ها

این پژوهش با هدف بررسی امکان‌سنجی کاربرد روش‌های مختلف تصویربرداری در مدل‌سازی بیومکانیکی مفصل مچ پا انجام شده است. در این راستا، سه نوع تصویر شامل سی تی اسکن، ام آر آی و سی تی مجازی به‌عنوان ورودی مدل‌سازی انتخاب

6. Utrecht
7. Neural network
8. Register
9. Mimics

4. Abaqus
5. ANSYS

جدول ۱. اندازه و تعداد المان‌ها

حالت مش‌بندی	اندازه المان استخوان‌ها (میلی‌متر)	اندازه المان غضروف‌ها (میلی‌متر)	تعداد کل المان‌ها	جابه‌جایی سطح فوقانی استخوان درشت‌نی (میلی‌متر)
حالت اول	۵	۲	۴۹۷۷۹	۰/۰۵۰۵۵
حالت دوم	۴	۱/۶	۷۱۳۱۸	۰/۰۵۰۵۹
حالت سوم	۳/۲	۱/۳	۱۰۲۵۸۰	۰/۰۵۱۲۰
حالت چهارم	۲/۶	۱	۲۱۰۲۶۷	۰/۰۵۲۸۰
حالت پنجم	۲	۰/۸	۴۳۱۱۲۸	۰/۰۵۲۸۲

طب توانبخشی

و با محور فرضی استخوان تالوس زاویه‌ای در حدود ۱۰۰ درجه در راستای حرکت خم و بازشدگی مفصل ایجاد می‌کند. محور فرضی استخوان تالوس از نقطه میانی بین ۲ دایره منطبق بر ۲ قوس کنبدیلی این استخوان آغاز شده و به سمت جلوی تالوس و با زاویه ۱۵ درجه زیر افق به سمت استخوان متاتارس اول امتداد می‌یابد. **تصویر شماره ۲** جهت‌گیری مورد نیاز برای قرار گرفتن مفصل میچ پا در وضعیت خنثی، پس از بخش‌بندی را نشان می‌دهد. در این **تصویر**، موقعیت ابتدایی استخوان تالوس به صورت نیمه‌شفاف و جهت دوران استخوان تالوس برای قرار گرفتن موقعیت تالوس در حالت خنثی، نمایش داده شده‌اند.

برای تولید غضروف مفصلی، روش‌های مختلفی در مطالعات پیشین به کار رفته‌اند. در برخی پژوهش‌ها [۱۲-۱۴] غضروف با اکستروود کردن یا بسط دادن سطح مفصلی استخوان‌های درشت‌نی و تالوس با ضخامت‌های یکنواخت ۱، ۱/۵ و ۱/۷ میلی‌متر مدل‌سازی شده است. در مطالعه‌ای دیگر [۱۱]، غضروف به صورت لایه‌ای غیریکنواخت در ناحیه تماس بین ۲ استخوان بازسازی شده و به عنوان فضای مشترک مفصلی در نظر گرفته شده است. همچنین در مطالعه‌ای دیگر [۱۱]، ابتدا غضروف‌ها با ضخامت یکنواخت روی هر استخوان اکستروود شده و سپس با

مرزهای آناتومیکی در مدل‌های استخراج‌شده به‌دقت کنترل شد. بخش‌بندی تصاویر ام‌آر‌آی به دلیل وضوح تصویر پایین‌تر استخوان، وجود نویز و خطاهای تصویری^{۱۰} بیشتر و همچنین پیچیدگی‌های تصویر استخوان در حضور بافت‌های نرم، در مقایسه با تصاویر سی‌تی‌اسکن که به‌طور طبیعی دقت بیشتری در نمایش استخوان دارند، به مراتب چالش‌برانگیزتر و زمان‌برتر بود. در **تصویر شماره ۱**، نمونه‌ای از بخش‌بندی استخوان‌های تالوس و درشت‌نی در تصاویر ام‌آر‌آی نشان داده شده است.

تعیین موقعیت خنثی مفصل، تولید غضروف و مش‌بندی

پس از جداسازی استخوان‌های درشت‌نی و تالوس، مدل‌های سه‌بعدی این استخوان‌ها به‌منظور تعیین موقعیت استاندارد قرارگیری، تولید غضروف‌ها، صیقل دادن^{۱۱} جزئی سطوح نوک تیز و مش‌بندی به نرم‌افزار تری‌متیک^{۱۲} منتقل شدند.

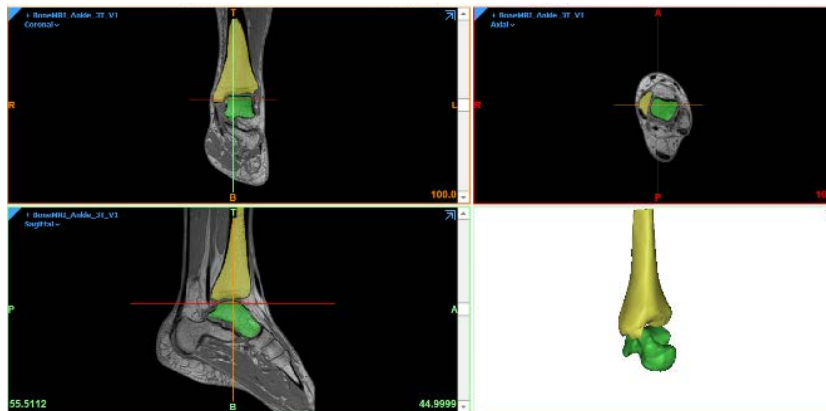
بر اساس مطالعه اندرسون و همکاران [۱۳]، موقعیت خنثی در حالت ایستاده مفصل به‌گونه‌ای تعریف می‌شود که محور استخوان درشت‌نی با سطح زمین زاویه‌ای برابر با ۸۵ درجه تشکیل داده

- 10. Artefacts
- 11. Smooth
- 12. 3-matic

جدول ۲. اعتبارسنجی نتایج با مطالعه سایر مراجع

حد اکثر تنش تماسی (MPa) در غضروف درشت‌نی	نمونه‌های سی‌تی‌اسکن شبیه‌سازی شده
۳/۷۴	نمونه شماره ۱ مرجع [۱۳]
۲/۷۴	نمونه شماره ۲ مرجع [۱۳]
۳/۷۹	نمونه مرجع [۱۵]
۵/۸۸	نمونه شماره ۱ پژوهش حاضر
۳/۵۸	نمونه شماره ۲ پژوهش حاضر
۱/۸۹	نمونه شماره ۳ پژوهش حاضر

طب توانبخشی



طب توانبخشی

اعمال حداکثر سطح تماس بین ۲ استخوان جهت جلوگیری از تمرکز تنش انتخاب شده است. همچنین غضروف‌هایی با ضخامت ۱/۵ میلی‌متر در نواحی قدامی و تحتانی استخوان تالوس، به‌منظور جلوگیری از ایجاد تمرکز تنش و اعمال شرایط مرزی در تحلیل المان محدود، ایجاد شدند. در تصویر شماره ۲، مدل سه‌بعدی نهایی شامل ۲ استخوان و ۴ غضروف تولیدشده نمایش داده شده است.

در انتهای فرایند، برای مش‌بندی مدل‌های سه‌بعدی، از المان‌های ۴ وجهی ۴ گرهی (4D3C) در نرم‌افزار تری‌متیک استفاده شد. کیفیت مش تولیدشده با معیارهای متداول بررسی و پس از تأیید، برای تحلیل‌های عددی به نرم‌افزار آباکوس منتقل شد.



طب توانبخشی

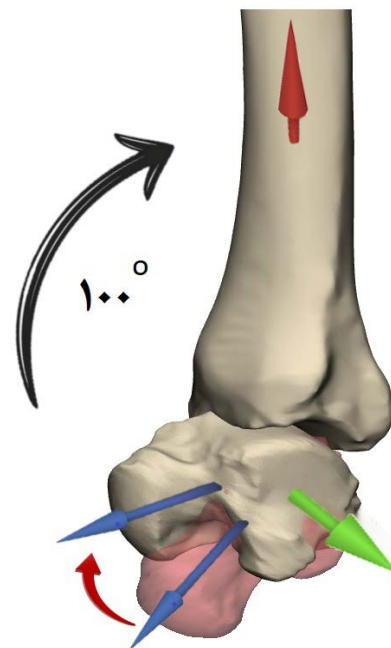
تصویر ۳. مدل سه‌بعدی در نرم‌افزار تری‌متیک

تصویر ۱. بخش‌بندی استخوان‌های مفصل مچ پا از تصاویر ام‌آرآی

استفاده از عملیات بولین^{۱۳}، ناحیه تماس بین ۲ غضروف اصلاح و فضای خالی بین استخوان‌ها پر شده است.

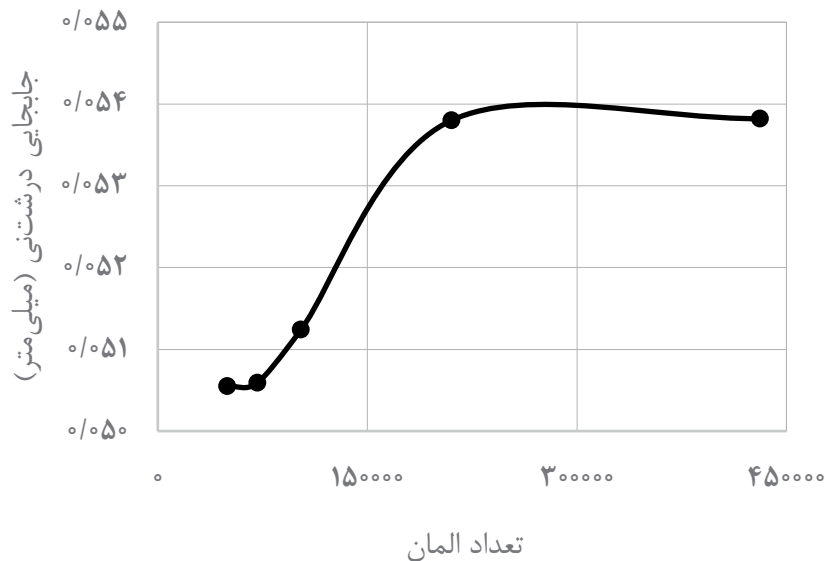
در این مدل، غضروف مفصلی تالوس با ضخامت یکنواخت ۱ میلی‌متر در ناحیه تماس با درشت‌نی از طریق اکستروژن بخشی از سطح استخوان تالوس مدل‌سازی شد. برای استخوان درشت‌نی، غضروف مفصلی با ضخامت اولیه ۱/۷ میلی‌متر ایجاد شد. با استفاده از عملیات بولین، ضخامت غضروف درشت‌نی به‌گونه‌ای کاهش یافت که در هم فرورفتگی و تداخل بین غضروف تالوس و غضروف درشت‌نی وجود نداشته باشد. ضخامت‌ها در غضروف‌های مفصلی با توجه به محدودیت‌های هندسی، تحقیقات گذشته و نیز

13. Boolean



طب توانبخشی

تصویر ۲. تعیین موقعیت خنثی مفصل در حالت ایستاده



تصویر ۴. مقادیر جابه‌جایی سطح فوقانی استخوان درشتنی بر حسب میلی‌متر جهت بررسی هم‌گرایی المان‌بندی

طب توانبخشی

شبیه‌سازی المان محدود

پس از تولید مدل سه‌بعدی استخوان‌ها، تعیین موقعیت خنثی آن‌ها نسبت به یکدیگر و مدل‌سازی غضروف‌ها، مجموعه نهایی جهت انجام شبیه‌سازی به نرم‌افزار آباکوس منتقل شد.

منتقل شود. نیروی ۶۰۰ نیوتن مطابق مرجع [۱۳] و در راستای استخوان درشتنی به تمام مدل‌ها وارد شد. همچنین برای شبیه‌سازی وضعیت ایستاده در حالت خنثی، حرکت استخوان درشتنی در راستای نیروی وارده مقید شد.

برای جلوگیری از ایجاد تمرکز تنش در گره‌های المان‌های استخوان تالوس، هیچ‌گونه شرط مرزی مستقیم بر روی آن اعمال نشد. همان‌گونه که پیش‌تر ذکر شد، در نواحی قدامی و تحتانی تالوس، غضروف‌هایی به‌منظور اعمال شرایط مرزی مدل‌سازی شدند. پس از اعمال این شرایط مرزی، مدل نهایی آماده شبیه‌سازی شد.

در مطالعات پیشین، خواص مکانیکی متنوعی برای استخوان و غضروف پیشنهاد شده است. اگرچه استخوان ساختاری متخلخل دارد، اما معمولاً به‌صورت یک ماده الاستیک خطی در نظر گرفته می‌شود. غضروف نیز مشابه استخوان، با فرض رفتار الاستیک خطی مدل‌سازی شد [۱۳]. مدول یانگ استخوان برابر با ۷۳۰۰ مگاپاسکال و نسبت پواسون آن ۰/۳ لحاظ شد [۱]. برای غضروف، مدول یانگ معادل ۱۲ مگاپاسکال و نسبت پواسون ۰/۴۹ در نظر گرفته شد [۱۳]. هر غضروف به‌صورت کامل به استخوان مربوطه متصل و کاملاً چسبیده^{۱۴} شده است [۳]. ضریب اصطکاک بین سطوح تماسی غضروف‌های مفصلی (تالوس و درشتنی) مقدار ۰/۰۱ لحاظ شد [۱۳].

ابعاد المان‌ها با انجام آزمون حساسیت المانی تا دستیابی به هم‌گرایی مناسب نتایج تعیین شد. در این راستا، ۵ حالت مختلف برای اندازه المان‌ها مورد بررسی قرار گرفت. در حالت اولیه، اندازه المان برای استخوان‌ها ۵ میلی‌متر و برای غضروف‌ها ۲ میلی‌متر تعیین شد و در هر مرحله، اندازه المان‌ها ۲۰ درصد کاهش یافت. در نهایت، ابعاد المان‌ها به ترتیب برای استخوان‌ها برابر با ۵، ۴، ۳/۲، ۲/۶ و ۲ میلی‌متر و برای غضروف‌ها ۲، ۱/۶، ۱/۳، ۱ و ۰/۸ میلی‌متر انتخاب شد. تعداد کل المان‌های استفاده‌شده در هر یک از حالات مش‌بندی مختلف در **جدول شماره ۱** ارائه شده است.

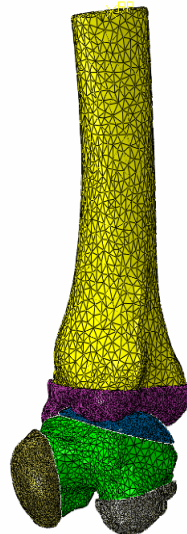
باتوجه‌به هدف این پژوهش که مقایسه توزیع تنش در استخوان تالوس استخراج‌شده از تصاویر سی‌تی‌اسکن، سی‌تی مجازی و ام‌آرآی استخوانی است، خواص مکانیکی مواد برای تمام مدل‌ها یکسان در نظر گرفته شد تا امکان مقایسه نتایج تحت بارگذاری مشابه فراهم شود و تفسیر دقیق‌تری از تفاوت‌های هندسی ارائه شود.

برای آزمون حساسیت مش‌بندی، بیشینه جابه‌جایی سطح فوقانی استخوان درشتنی به‌عنوان شاخص مؤثر بر تغییر تعداد المان‌ها مورد بررسی قرار گرفت [۱۶]. **تصویر شماره ۴** نمودار جابه‌جایی سطح فوقانی استخوان درشتنی را در ۵ حالت مش‌بندی مختلف نمایش می‌دهد.

گره‌های المان‌های سطح فوقانی استخوان درشتنی به یک گره مرجع در مرکز این سطح اتصال^{۱۵} داده شدند تا نیروی متمرکز اعمال‌شده به‌صورت یکنواخت در راستای محور Z به آن

همان‌طور که در نمودار مربوط به **تصویر شماره ۴** مشاهده می‌شود، نتایج برای حالت‌های چهارم و پنجم با افزایش تعداد

14. Tie
15. MPC



تصویر ۵. مدل سه بعدی مفصل مچ پا

طب توانبخش

یافته‌ها

فرایند شبیه‌سازی عددی در محیط نرم‌افزار آباکوس نسخه ۲۰۲۰ و بر روی سیستمی با پردازنده ۷ هسته‌ای اجرا شد که در آن، ۴ هسته برای انجام محاسبات حلگر اختصاص داده شد. حلگر دینامیک صریح^{۱۶} برای تحلیل به کار گرفته شد. دلیل این انتخاب، وجود تماس‌های غیرخطی بود که باعث ناپایداری و عدم هم‌گرایی پایدار در حلگر استاتیک می‌شد. به منظور حفظ شرایط شبه‌استاتیک در تحلیل، زمان بارگذاری به گونه‌ای انتخاب شد که اثرات اینرسی ناچیز باقی بماند. به منظور اطمینان از پایداری تحلیل، کنترل شد که انرژی جنبشی در تمام مراحل، کمتر از ۷ درصد انرژی داخلی باقی بماند. با توجه به ابعاد هندسی مدل‌ها و تعداد المان‌های مورد استفاده، زمان مورد نیاز برای انجام شبیه‌سازی‌ها بین ۵ تا ۷ ساعت متغیر بود.

همان‌گونه که پیش‌تر ذکر شد، ۳ مدل سی‌تی‌اسکن به همراه یک مدل ام‌آر‌آی استخوانی و ۲ مدل سی‌تی مجازی متناظر، شبیه‌سازی شدند و نتایج آن‌ها مورد تحلیل و بررسی قرار گرفتند. در ادامه، توزیع تنش‌های تماسی غضروف تالوس در تماس با غضروف درشت‌نی و همچنین تنش فون‌مایسز در غضروف استخوان تالوس مقایسه شد.

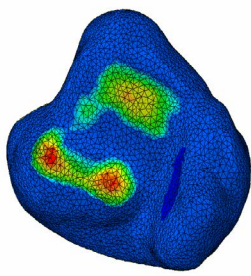
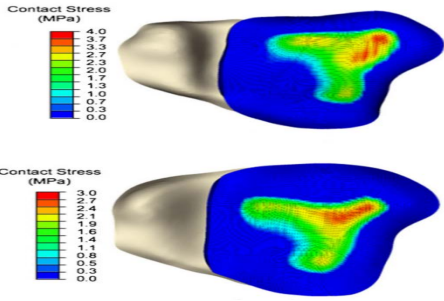
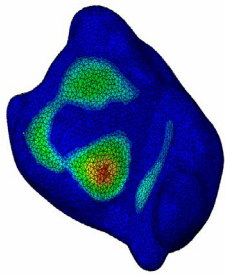
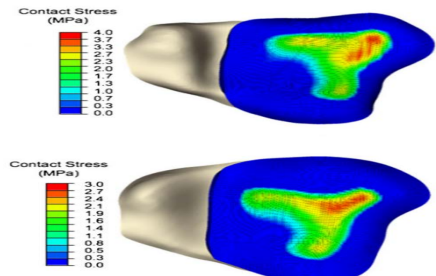
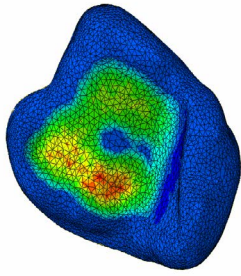
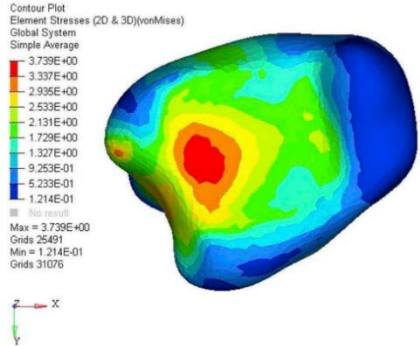
به منظور مقایسه توزیع تنش‌ها، در ابتدا داده‌های تنش استخراج شده به صورت آماری مورد تحلیل قرار گرفتند. در گام نخست، نمودارهای جعبه‌ای برای هر مدل ترسیم شد تا شاخص‌های توصیفی شامل میانه، چارک‌ها، دامنه پراکندگی و وجود مقادیر حدی به صورت خلاصه نمایش داده شود. این نمودارها امکان مقایسه کلی سطح تنش و میزان پراکندگی آن

المان‌ها به هم‌گرایی دست یافته‌اند. پس از اطمینان از هم‌گرایی مش، مدل نهایی مفصل مچ پا جهت انجام شبیه‌سازی عددی آماده شد که در تصویر شماره ۵ نمایش داده شده است.

پس از تعیین اندازه المان بهینه، فرایند اعتبارسنجی شبیه‌سازی با مقایسه نتایج به دست آمده با داده‌های گزارش شده در مراجع اندرسون و همکاران [۱۲] و گوان و همکاران [۱۴] انجام شد. در این مقایسه، حداکثر تنش تماس غضروف درشت‌نی از ۲ مدل سی‌تی‌اسکن ارائه شده در مرجع اندرسون و همکاران [۱۲] و مرجع گوان و همکاران [۱۴] با مقادیر متناظر ۳ مدل سی‌تی‌اسکن شبیه‌سازی شده در این مطالعه سنجیده شد. نتایج این مقایسه در جدول شماره ۲ ارائه شده است.

تصویر شماره ۶ مقایسه توزیع تنش تماسی در غضروف درشت‌نی را برای مدل‌های ارائه شده در جدول شماره ۲ نمایش می‌دهد. در مرجع گوان و همکاران [۱۴]، توزیع تنش تماسی به صورت مستقیم نشان داده نشده است و تنها تصویر توزیع تنش فون‌مایسز ارائه شده که در اینجا صرفاً به منظور نمایش الگوی کلی تنش استفاده شده است.

همان‌طور که در تصویر شماره ۶ مشخص است، بیشینه تنش تماسی می‌تواند با مساحت سطح تماس بین ۲ غضروف رابطه معکوس داشته باشد؛ به گونه‌ای که در نمونه‌هایی با سطح تماس کمتر، تنش تماسی موضعی بیشتری مشاهده می‌شود و بالعکس [۱۲]. این موضوع نقش کلیدی هندسه و انطباق سطوح مفصلی در الگوی توزیع تنش را برجسته می‌کند.

نمونه	پژوهش حاضر	مراجع
شماره ۱ پژوهش حاضر		<p>نمونه شماره ۱ مرجع [۱۳]</p> 
نمونه شماره ۲ پژوهش حاضر		<p>نمونه شماره ۲ مرجع [۱۳]</p> 
نمونه شماره ۳ پژوهش حاضر		<p>نمونه مرجع [۱۵]</p> 

تصویر ۶. مقایسه توزیع تنش تماسی حداکثر در غضروف درشتنی با پژوهش‌های پیشین

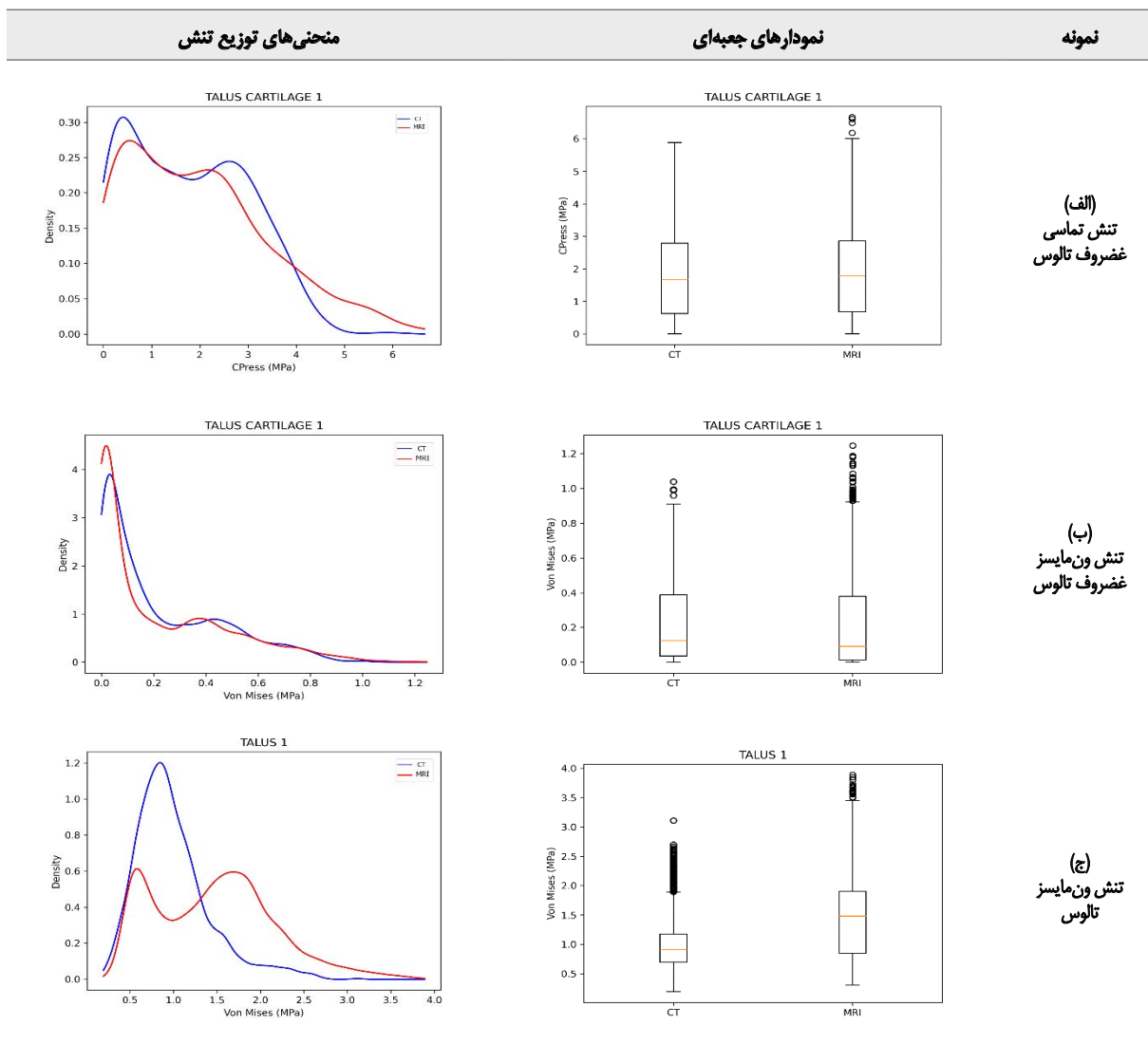
طب توانبخشی

در نمونه اول، برای مقادیر تنش تماسی و تنش ون مایسز در غضروف تالوس، نتایج مربوط به توابع چگالی با روش کرنل نشان داد توابع چگالی حاصل از ۲ روش از نظر شکل کلی، محل قله‌ها و گستره پراکندگی، هم‌پوشانی قابل توجهی با یکدیگر دارند. این هم‌پوشانی بیانگر آن است که هر دو روش الگوی مشابهی از توزیع مقادیر تنش را ارائه می‌دهند. هرچند در برخی بازه‌های تنش، اختلاف‌های جزئی مشاهده می‌شود، اما این تفاوت‌ها محدود بوده و منجر به تغییر معنی‌داری در ساختار کلی توزیع مقادیر تنش نمی‌شوند. همچنین نمودار جعبه‌ای نیز مقادیر مشابهی برای چندک‌های توزیع در هر دو روش ام‌آرآی و سی‌تی‌اسکن را نشان می‌دهد؛ بنابراین می‌توان نتیجه گرفت در غضروف تالوس، هر دو روش عملکرد یکسانی از نظر الگوی توزیع مقادیر تنش تماسی و ون مایسز دارند.

را بین ۲ مدل فراهم می‌کنند. در ادامه، به منظور بررسی دقیق‌تر شکل توزیع تنش‌ها، از روش تخمین چگالی با تابع هسته گاوسی^{۱۷} استفاده شد. منحنی‌های توزیع تنش بر روی یک بازه تنش مشترک محاسبه و ترسیم شدند تا تفاوت‌های احتمالی در الگوی توزیع تنش بین ۲ مدل به صورت پیوسته و مستقل از تعداد داده‌ها قابل مقایسه باشد. این رویکرد ترکیبی، امکان ارزیابی هم‌زمان ویژگی‌های آماری کلی و رفتار توزیعی تنش را فراهم می‌کند.

برای مدل اول، یعنی مفصل مچ پای استخراج‌شده از تصاویر ام‌آرآی استخوانی و سی‌تی‌اسکن متناظر، نمودارهای جعبه‌ای و منحنی‌های توزیع تنش در تصویر شماره ۷ نمایش داده شده است.

17. Kernel Density Estimation (Gaussian kernel)



طب توانبخش

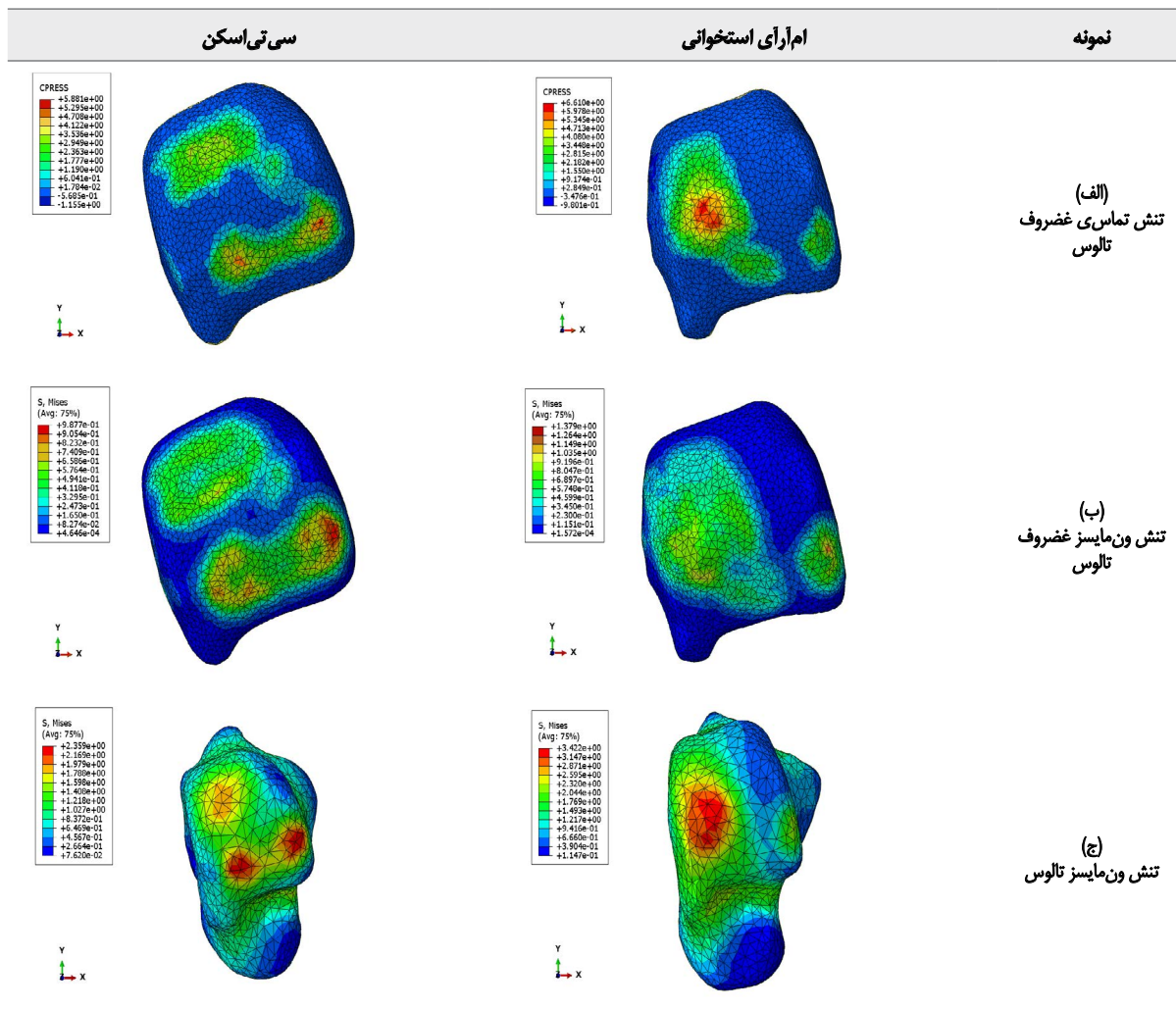
تصویر ۷. نمونه اول. نمودارهای جعبه‌ای و منحنی‌های توزیع تنش ام‌آر‌آی استخوانی و سی‌تی‌اسکن

سی‌تی‌اسکن بود. همچنین حداکثر تنش فون مایسز در غضروف تالوس و استخوان تالوس نیز به ترتیب ۳۹/۶ و ۴۴/۹ درصد بیشتر از مقادیر متناظر در مدل سی‌تی‌اسکن مشاهده شد. بیشینه تنش تماسی در مدل ام‌آر‌آی استخوانی روی ناحیه فوقانی بخش کوژ غضروف تالوس و نزدیک به صفحه میانی بدن متمرکز بود؛ درحالی‌که در مدل سی‌تی‌اسکن، این تمرکز در قسمت قدامی غضروف و در ۲ ناحیه مجزا دیده می‌شود. همین‌الگو در توزیع تنش فون مایسز استخوان تالوس هر دو مدل تکرار شد.

علاوه بر تفاوت در مقادیر حداکثر تنش‌ها، نحوه توزیع تنش در ۳ بخش مورد بررسی (تنش تماسی در غضروف و تنش فون مایسز در غضروف و استخوان تالوس) نیز بین ۲ مدل ام‌آر‌آی استخوانی و سی‌تی‌اسکن تفاوت معناداری داشته‌اند، چنان‌که در تصویر شماره ۸ به‌وضوح مشاهده می‌شود.

بر اساس تحلیل تابع چگالی، در استخوان تالوس توزیع مقادیر تنش‌های ون مایسز به‌دست‌آمده از ام‌آر‌آی، دارای ۲ قله مجزا بود؛ درحالی‌که توزیع مقادیر تنش سی‌تی‌اسکن تنها یک قله داشت. این نشان‌دهنده آن است که ام‌آر‌آی قادر به ارائه توزیع مقادیر همگن در مقایسه با روش مرجع نیست. همچنین نمودارهای جعبه‌ای نشان می‌دهند گستره پراکندگی مقادیر تنش‌های به‌دست‌آمده از روش ام‌آر‌آی بیشتر از روش سی‌تی‌اسکن است؛ بنابراین ۲ روش عملکرد یکسانی در محاسبه مقادیر تنش نداشتند؛ ازاین‌رو مدل استخراج‌شده از روش ام‌آر‌آی عملکرد مناسبی در تخمین مقادیر تنش با نمونه مرجع (سی‌تی‌اسکن) نداشته است.

تصویر شماره ۸ توزیع تنش‌های غضروف تالوس و استخوان تالوس را نشان می‌دهد. در مدل حاصل از ام‌آر‌آی استخوانی، حداکثر تنش تماسی غضروف تالوس ۱۲/۴ درصد بیش از مدل



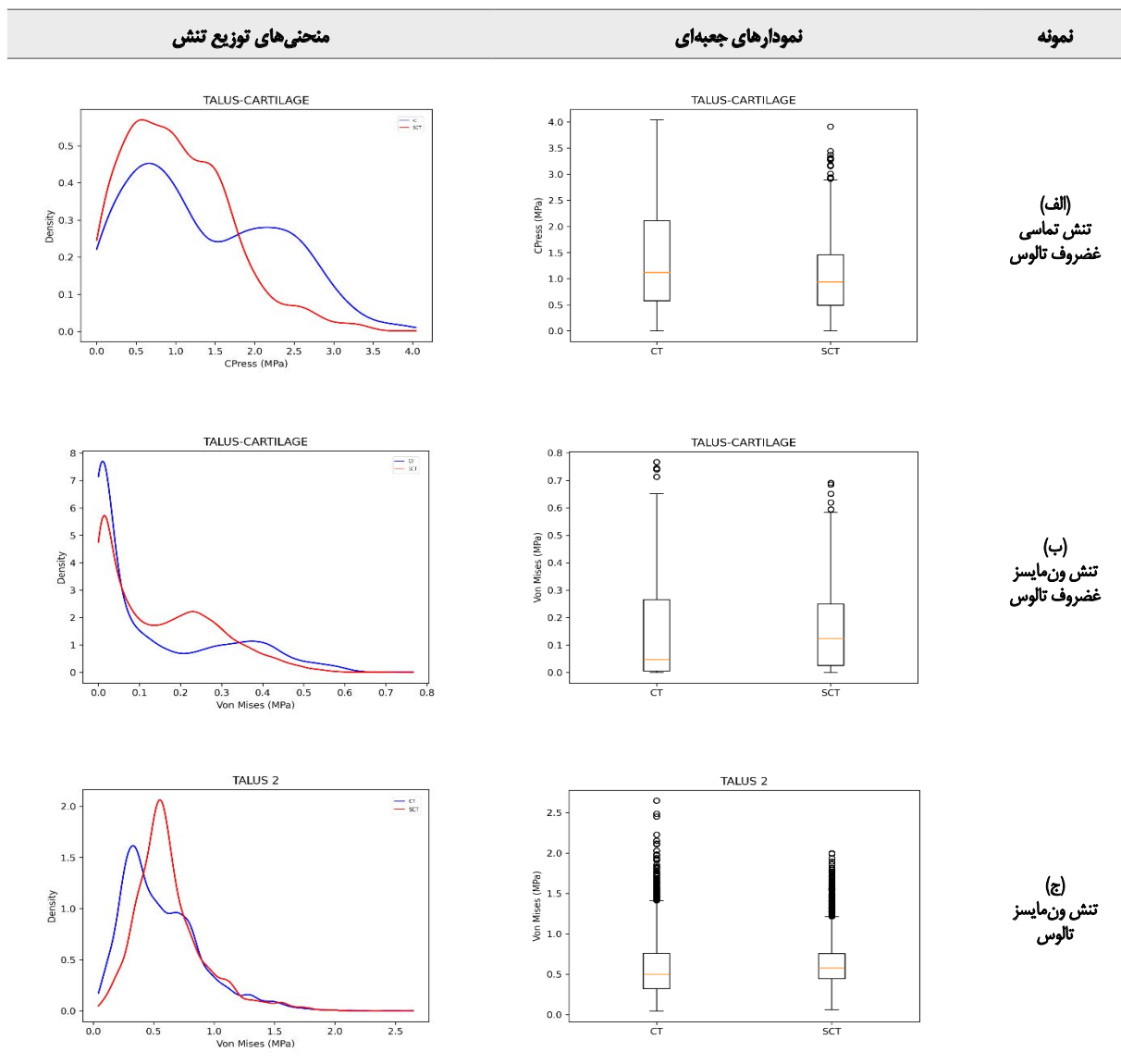
تصویر ۸. نمونه اول. مقایسه مدل شبیه سازی شده ام آرای استخوانی و سی تی اسکن

طب توانبخشی

در نمونه دوم، شبیه سازی مدل مفصل مچ پا با استفاده از تصاویر سی تی مجازی و سی تی اسکن متناظر، نمودارهای جعبه ای و منحنی های توزیع تنش در تصویر شماره ۹ نمایش داده شده است. سی تی مجازی، بیشینه تنش تماسی ۲/۶ درصد بالاتر گزارش شد. همچنین بیشینه تنش فون مایسز در غضروف و استخوان تالوس به ترتیب ۳۳/۰ و ۳۲/۵ درصد بیشتر از مقادیر متناظر در مدل سی تی اسکن مشاهده شد. با وجود اختلاف در محل تمرکز بیشینه تنش ها بین ۲ مدل، الگوی کلی توزیع تنش در هر سه حالت (تنش تماسی غضروف، تنش فون مایسز در غضروف و در استخوان تالوس) شباهت قابل قبولی از خود نشان داده اند. تصویر شماره ۱۰ این شباهت را نشان می دهد و تأیید می کند مدل سی تی مجازی توانسته رفتار مکانیکی مشابهی با مدل مرجع سی تی اسکن ارائه دهد، هر چند اختلافاتی در جزئیات مکانی بروز تنش ها وجود دارد.

برای مدل دوم، یعنی مفصل مچ پای استخراج شده از تصاویر سی تی مجازی و سی تی اسکن متناظر، نمودارهای جعبه ای و منحنی های توزیع تنش در تصویر شماره ۹ نمایش داده شده است.

در نمونه های دوم، نمودار چگالی و نمودار جعبه ای ۲ روش مورد بررسی، برای اندازه گیری تنش تماسی نشان می دهند پراکنندگی توزیع مقادیر تنش در روش سی تی اسکن، نسبت به سی تی مجازی بیشتر است و روش سی تی مجازی تمایل دارد مقادیر تنش را نسبت به مدل مرجع سی تی اسکن کوچک تر نشان دهد. همچنین برای توزیع مقادیر تنش ون مایسز در غضروف تالوس، عملکرد یکسانی مشاهده می شود. توزیع مقادیر تنش ون مایسز در استخوان تالوس با روش سی تی اسکن مجازی، الگوی مشابهی را نسبت به روش سی تی اسکن نشان می دهد که برخلاف مدل استخراج شده تالوس از روش ام آرای (نمونه اول)، عملکرد مناسب تری دارد.



تصویر ۹. نمونه دوم. نمودارهای جعبه‌ای و منحنی‌های توزیع تنش سی‌تی مجازی و سی‌تی‌اسکن

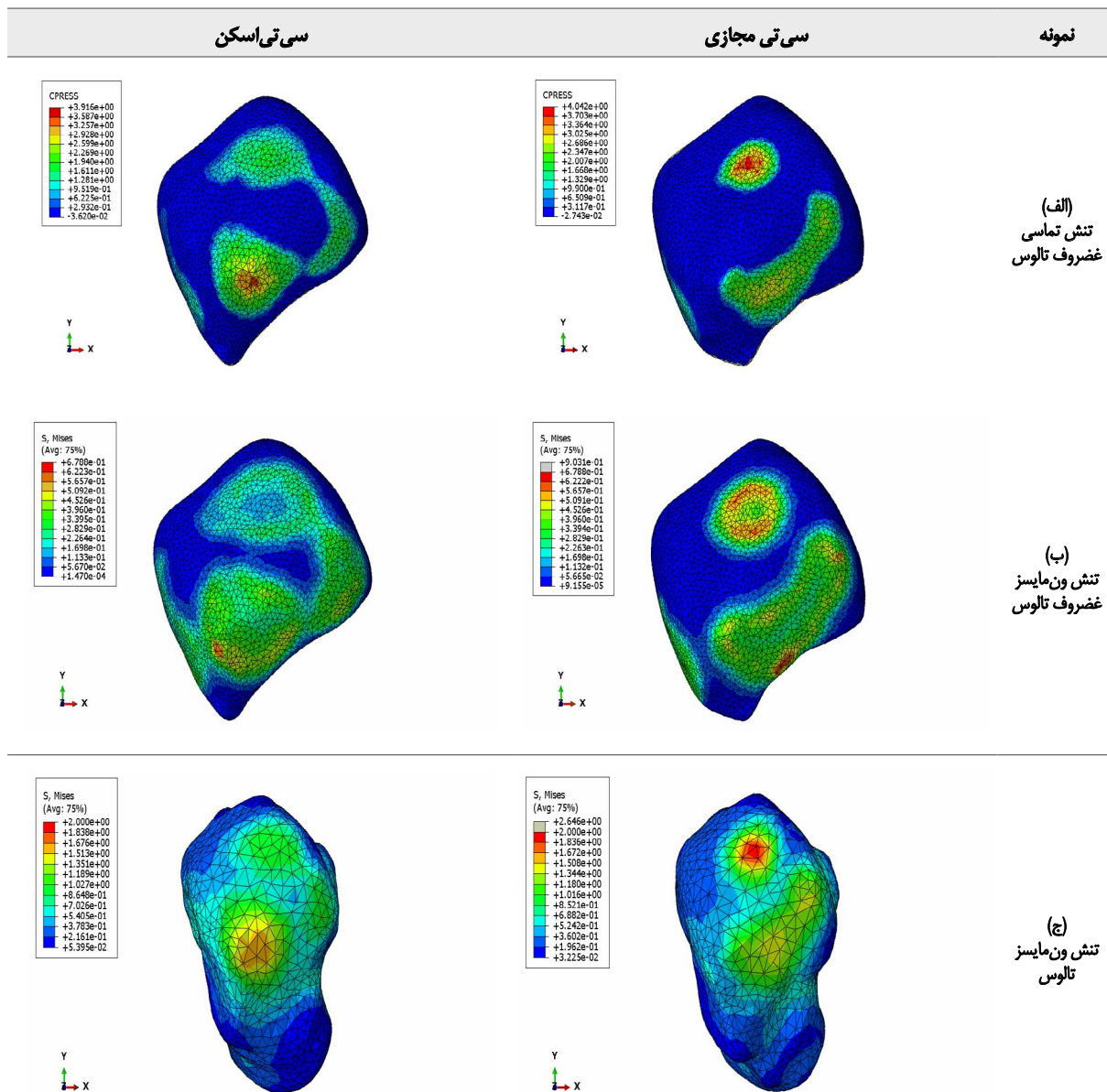
روش مرجع سی‌تی‌اسکن در نمایش الگوی مقادیر توزیع تنش پیروی می‌کند.

در نمونه سوم، یک مورد دیگر از شبیه‌سازی مدل مفصل مچ پا برپایه تصاویر سی‌تی مجازی و سی‌تی‌اسکن متناظر مورد بررسی قرار گرفت. **تصویر شماره ۱۲**، مقایسه توزیع تنش‌ها در این ۲ مدل را نشان می‌دهد. در مدل استخراج‌شده از سی‌تی مجازی، حداکثر تنش تماسی غضروف تالوس نسبت به مدل سی‌تی‌اسکن به میزان ۴/۸ درصد کمتر ثبت شد. همچنین حداکثر تنش فون مایسز در غضروف و استخوان تالوس به ترتیب ۹/۹ و ۹/۸ درصد کمتر از مقادیر مشاهده‌شده در مدل سی‌تی‌اسکن بود. براساس نتایج به‌دست‌آمده و همان‌طور که در **تصویر شماره ۱۲** مشاهده می‌شود، توزیع تنش در هر سه حالت در ۲ مدل موردنظر، شباهت بالایی دارند. همچنین محل تمرکز بیشینه تنش‌ها در

برای مدل سوم، یعنی مفصل مچ پای استخراج‌شده از تصاویر سی‌تی مجازی و سی‌تی‌اسکن متناظر، نمودارهای جعبه‌ای و منحنی‌های توزیع تنش در **تصویر شماره ۱۱** نمایش داده شده است.

در نمونه‌های سوم، نمودارهای چگالی و نمودارهای جعبه‌ای ۲ روش موردبررسی عملکرد یکسانی را نمایش می‌دهند. مقایسه نمودار جعبه‌ای و منحنی چگالی ۳ تنش موردبررسی در

تصویر شماره ۱۱ نشان می‌دهد توزیع مقادیر تنش‌های به‌دست‌آمده از ۲ روش سی‌تی‌اسکن و سی‌تی مجازی یکسان است. میانه، پراکندگی و شکل کلی توزیع مقادیر در هر دو روش مشابه بوده و تفاوت قابل‌توجهی مشاهده نمی‌شود. این نتیجه نشان می‌دهد روش سی‌تی مجازی از الگوی مشابهی نسبت به



تصویر ۱. نمونه دوم. مقایسه مدل شبیه‌سازی شده سی تی مجازی و سی تی اسکن

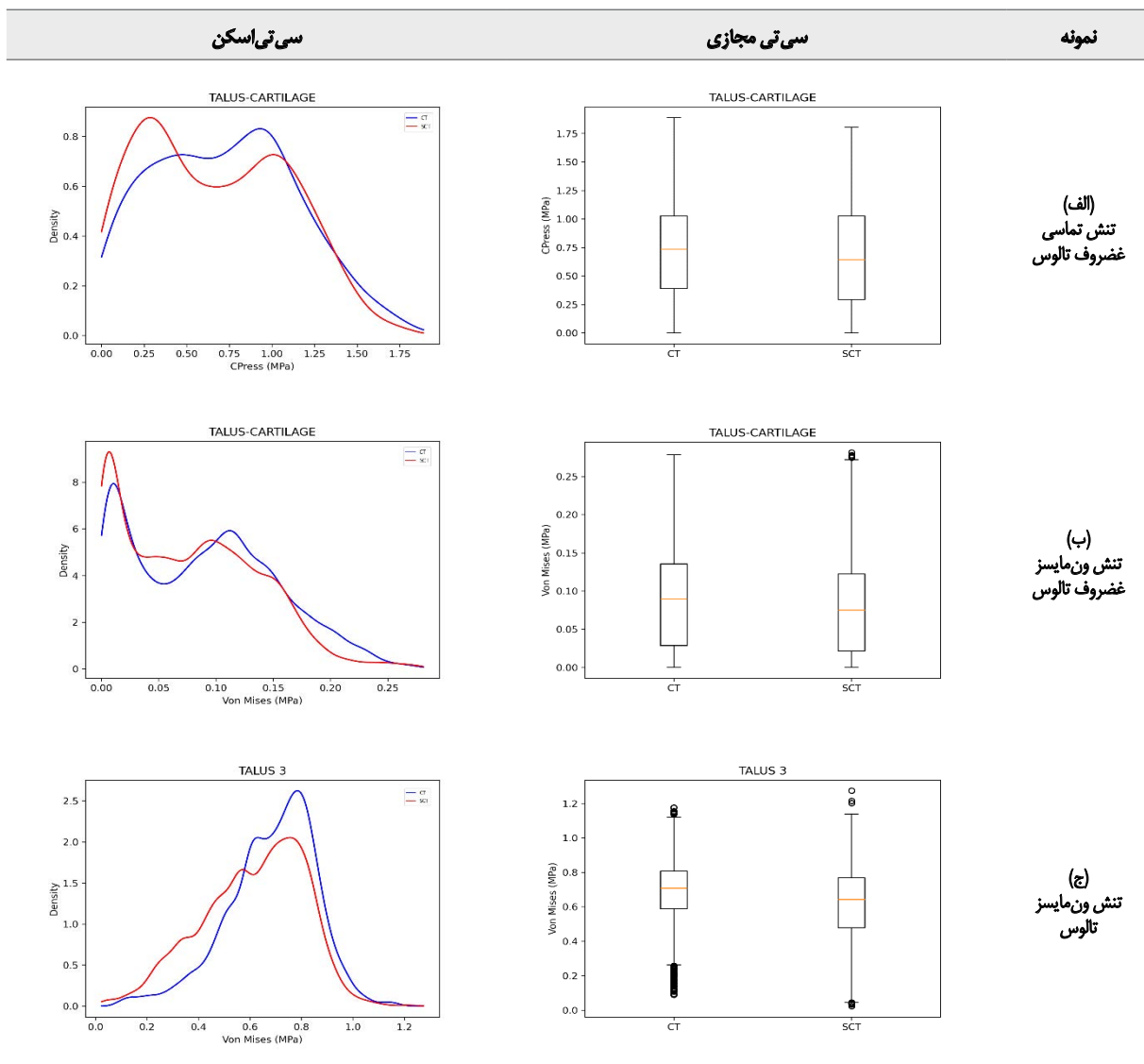
طب توانبخشی

مدل‌های حاصل از تصاویر سی تی مجازی که با استفاده از الگوریتم‌های یادگیری عمیق از تصاویر ام‌آر‌آی تولید شده‌اند، تطابق تنشی نسبتاً مناسب‌تری با مدل‌های سی تی اسکن داشته و عملکرد بهتری را در فرایند شبیه‌سازی از خود نشان داده‌اند. اختلاف مشاهده شده بین نتایج تحلیل تنش در مدل‌های ام‌آر‌آی و سی تی اسکن را می‌توان به ترکیبی از چند عامل نسبت داد. کیفیت پایین‌تر کنتراست استخوان در تصاویر ام‌آر‌آی در مقایسه با سی تی اسکن موجب عدم تعیین دقیق مرزهای استخوانی در فرایند بخش‌بندی می‌شود. این مسئله در بخش‌های استخوانی با ضخامت کم یا مجاور بافت‌های نرم، منجر به خطای هندسی در ساخت مدل سه‌بعدی می‌شود. علاوه بر این تصاویر ام‌آر‌آی نسبت

به سی تی مجازی و سی تی اسکن، در موقعیت‌هایی نسبتاً مشابه قرار گرفته‌اند که نشان‌دهنده دقت بالای مدل استخراج شده از تصویر سی تی مجازی در بازسازی رفتار مکانیکی واقعی مفصل مچ پا است.

بحث

باتوجه به بررسی‌های انجام شده، مدل‌های استخوانی استخراج شده از تصاویر ام‌آر‌آی استخوانی، تطابق کمتری با مدل‌های سی تی اسکن داشته و از نظر توزیع تنش، اختلافات قابل توجهی در نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهند. در مقابل،



تصویر ۱. نمونه سوم. نمودارهای جعبه‌ای و منحنی‌های توزیع تنش سی تی مجازی و سی تی اسکن

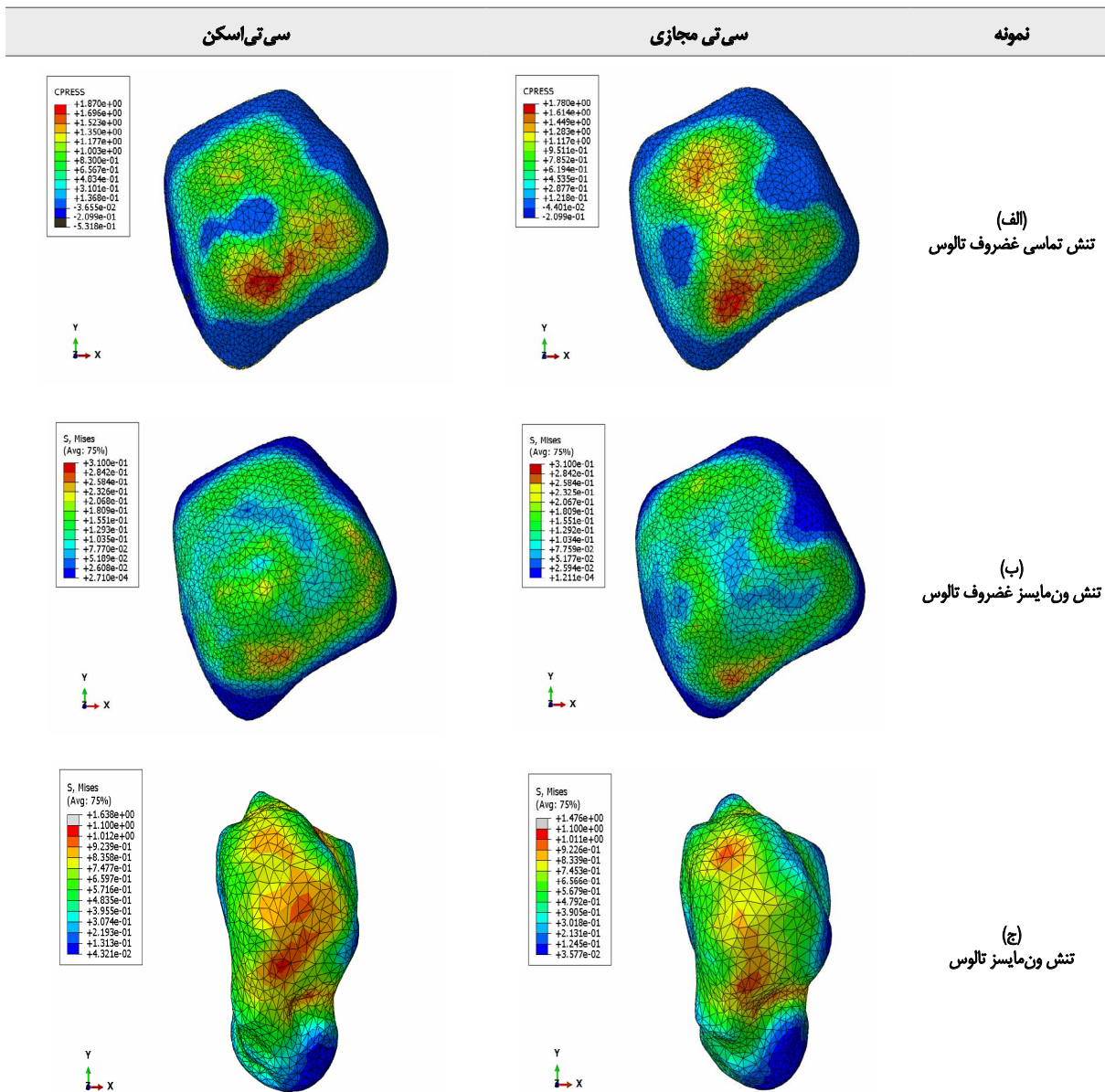
طب توانبخش

با این حال نتایج این مطالعه بیانگر آن است که به کارگیری روش‌های مبتنی بر هوش مصنوعی (نظیر تولید سی تی مجازی) می‌تواند راهکاری مؤثر برای بهره‌گیری از داده‌های ام آر آی در ساخت مدل‌های قابل اعتماد برای تحلیل‌های بیومکانیکی باشد. بررسی تکرارپذیری نتایج در جمعیت‌های بزرگ‌تر و ارزیابی تأثیر خطاهای بخش بندی بر نتایج مکانیکی، می‌تواند به استانداردسازی هرچه بیشتر این رویکرد کمک کند.

نتایج این مطالعه، به دلیل ملاحظات پرتویی، به‌خصوص در بیماران کودک، زنان باردار، یا بیماران که نیاز به تصویربرداری‌های مکرر دارند، اهمیت ویژه‌ای دارد. در چنین شرایطی، استفاده از ام آر آی و تولید سی تی مجازی می‌تواند امکان انجام تحلیل‌های بیومکانیکی قابل اعتماد را فراهم آورد.

به سی تی اسکن دارای دقت فضایی کمتری هستند که می‌تواند سبب ایجاد اختلاف در بازسازی هندسه استخوان شود. از آنجاکه تحلیل تنش به شدت به هندسه مدل وابسته است، حتی انحرافات کوچک در مرزهای استخوانی می‌تواند منجر به اختلاف قابل توجه در توزیع تنش شبیه‌سازی شده شود. با استفاده از روش‌های یادگیری عمیق، می‌توان بازنمایی دقیق‌تری از ساختار استخوان ارائه داد و اختلاف نتایج را بهبود داد.

مطالعه حاضر تلاش کرده سی تی مجازی را به‌عنوان یک روش برای استخراج مدل استخوانی از ام آر آی جهت بررسی تحلیل‌های بیومکانیکی تقویت کند. با وجود ارزش بالای استفاده از تصاویر ام آر آی در مدل‌سازی بیومکانیکی و با توجه به نتایج به‌دست آمده، در شرایط فعلی هنوز نمی‌توان به دقت تحلیل تنش مدل‌های استخوانی استخراج‌شده مستقیم از ام آر آی کاملاً اعتماد کرد.



طب توانبخش

تصویر ۱۲. نمونه سوم، مقایسه مدل شبیه‌سازی شده سی تی مجازی و سی تی اسکن

نتیجه‌گیری

نمی‌توان ام‌آر‌آی استخوانی را به دلیل پیچیدگی هندسه مچ پا جایگزین سی تی اسکن کرد. با این حال در ۲ نمونه دیگر، مدل‌های سی تی مجازی از نظر مقدار و الگوی تنش، تطابق قابل قبولی با سی تی اسکن ارائه دادند؛ بنابراین توسعه روش‌های ام‌آر‌آی و الگوریتم‌های هوش مصنوعی (تولید سی تی مجازی) امید جایگزینی سی تی اسکن را در آینده نزدیک در مدل‌سازی تقویت می‌کند. این تحقیق یک مطالعه موردی بوده است و محدودیت تعداد مدل‌ها می‌تواند تعمیم‌پذیری نتایج به جمعیت‌های وسیع‌تر یا شرایط متفاوت را تحت تأثیر قرار دهد. باید توجه داشت، هدف اصلی این مطالعه، امکان‌سنجی و مقایسه مدل‌های المان محدود به‌دست‌آمده از روش‌های مختلف بوده است.

در این پژوهش، مدل‌های مفصل مچ پا برپایه تصاویر سی تی اسکن، ام‌آر‌آی استخوانی و سی تی مجازی شبیه‌سازی و تنش‌های به‌دست‌آمده مقایسه شد. شبیه‌سازی با شرایط مرجع [۱۲] صورت گرفت و نتایج مدل‌های سی تی اسکن با داده‌های ۲ پژوهش پیشین تطابق داشت. هدف، امکان‌سنجی جایگزینی تصاویر ام‌آر‌آی به‌جای سی تی اسکن بود. برای این منظور، ۳ مفصل (۶ مدل) شبیه‌سازی و تحلیل شدند. در نمونه نخست، اختلاف محسوس مقدار و توزیع تنش میان ام‌آر‌آی استخوانی و سی تی اسکن نشان داد در وضعیت کنونی

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این گزارش موردی مطابق اصول اخلاقی پژوهش تهیه شده است. رضایت آگاهانه بیمار برای انتشار داده‌ها و تصاویر مرتبط اخذ شده و تمام اطلاعات هویتی بیمار حذف یا ناشناس‌سازی شده است. داده‌های مورد استفاده در این مطالعه در چارچوب یک همکاری بین‌المللی و براساس پروتکل اخلاقی تأیید شده با کد METC 17440 در کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اوترخت هلند جمع‌آوری شده‌اند. این کارآزمایی بالینی تحت شماره NCT03883568 در کارآزمایی‌های بالینی دولتی^{۱۸} ثبت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه دکترای علی روحانی در گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند است و هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان تأمین‌کننده مالی اعم از بخش‌های عمومی و دولتی، تجاری، غیرانتفاعی دانشگاه یا مرکز تحقیقات دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

همه نویسندگان به‌طور یکسان در مفهوم و طراحی مطالعه، جمع‌آوری و تجزیه و تحلیل داده‌ها، تفسیر نتایج و تهیه پیش‌نویس مقاله مشارکت داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

References

- [1] Chitsazan A, Rouhi G, Abbasi M, Pezeshki S, Tavakoli SAH. Assessment of stress distribution in ankle joint: Simultaneous application of experimental and finite element methods. *International Journal of Experimental and Computational Biomechanics*. 2015; 3(1):45-61. [DOI:10.1504/IJECB.2015.067681]
- [2] Filardi V. Finite element analysis of the foot: Stress and displacement shielding. *Journal of Orthopaedics*. 2018; 15(4):974-9. [DOI:10.1016/j.jor.2018.08.037] [PMID]
- [3] Ozen M, Sayman O, Havitcioglu H. Modeling and stress analyses of a normal foot-ankle and a prosthetic foot-ankle complex. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2013; 15(3):19-27. [PMID]
- [4] Arbabi S, Foppen W, Gielis WP, van Stralen M, Jansen M, Arbabi V, et al. MRI-based synthetic CT in the detection of knee osteoarthritis: Comparison with CT. *Journal of Orthopaedic Research*. 2023; 41(11):2530-9. [DOI:10.1002/jor.25557] [PMID]
- [5] Florkow MC, Willemsen K, Mascarenhas VV, Oei EHG, van Stralen M, Seevinck PR. Magnetic resonance imaging versus computed tomography for three-dimensional bone imaging of musculoskeletal pathologies: A review. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2022; 56(1):11-34. [DOI:10.1002/jmri.28067] [PMID]
- [6] Florkow MC, Willemsen K, Zijlstra F, Foppen W, van der Wal BCH, van der Voort van Zyp JRN, et al. MRI-based synthetic CT shows equivalence to conventional CT for the morphological assessment of the hip joint. *Journal of Orthopaedic Research*. 2022; 40(4):954-64. [DOI:10.1002/jor.25127] [PMID]
- [7] Staartjes VE, Seevinck PR, Vandertop WP, van Stralen M, Schröder ML. Magnetic resonance imaging-based synthetic computed tomography of the lumbar spine for surgical planning: A clinical proof-of-concept. *Neurosurgical Focus*. 2021; 50(1):E13. [DOI:10.3171/2020.10.FOCUS20801] [PMID]
- [8] van der Kolk BBYM, Slotman DJJ, Nijholt IM, van Osch JAC, Snoeiijink TJ, Podlogar M, et al. Bone visualization of the cervical spine with deep learning-based synthetic CT compared to conventional CT: A single-center noninferiority study on image quality. *European Journal of Radiology*. 2022; 154:110414. [DOI:10.1016/j.ejrad.2022.110414] [PMID]
- [9] Kok J, Shcherbakova YM, Schlösser TPC, Seevinck PR, van der Velden TA, Castelein RM, et al. Automatic generation of subject-specific finite element models of the spine from magnetic resonance images. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2023; 11:1244291. [DOI:10.3389/fbioe.2023.1244291] [PMID]
- [10] Ramlee MH, Kadir MRA, Harun H. Three-dimensional modeling and analysis of a human ankle joint. Paper presented: Student Conference on Research and Development. 16-17 December 2013; Putrajaya, Malaysia. [DOI:10.1109/SCoReD.2013.7002545]
- [11] Mondal S, Ghosh R. A numerical study on stress distribution across the ankle joint: Effects of material distribution of bone, muscle force and ligaments. *Journal of Orthopaedics*. 2017; 14(3):329-35. [DOI:10.1016/j.jor.2017.05.003] [PMID]
- [12] Anderson DD, Goldsworthy JK, Li W, Rudert MJ, Tochigi Y, Brown TD. Physical validation of a patient-specific contact finite element model of the ankle. *Journal of Biomechanics*. 2007; 40(8):1662-9. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2007.01.024] [PMID]
- [13] Anderson DD, Goldsworthy JK, Shivanna K, Grosland NM, Pedersen DR, Thomas TP, et al. Intra-articular contact stress distributions at the ankle throughout stance phase-patient-specific finite element analysis as a metric of degeneration propensity. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2006; 5(2-3):82-9. [DOI:10.1007/s10237-006-0025-2] [PMID]
- [14] Guan M, Zhao J, Kuang Y, Li G, Tan J. Finite element analysis of the effect of sagittal angle on ankle joint stability in posterior malleolus fracture: A cohort study. *International Journal of Surgery*. 2019; 70:53-9. [DOI:10.1016/j.ijsu.2019.08.022] [PMID]
- [15] Park S, Lee S, Yoon J, Chae SW. Finite element analysis of knee and ankle joint during gait based on motion analysis. *Medical Engineering & Physics*. 2019; 63:33-41. [DOI:10.1016/j.medengphy.2018.11.003] [PMID]
- [16] Rayegan H, Ahmadi Brooghani SY, Arbabi V. [Investigation of stress distribution in healthy and arthritic knee joints after registering 3D files on the radiographic images (Persian)]. *Journal of Solid and Fluid Mechanics*. 2023; 13(1):147-56. [DOI:10.22044/jsfm.2023.12748.3702]

This Page Intentionally Left Blank