



Prediction of femoral fracture pattern using finite element analysis of dual-energy X-ray absorptiometry-based model

Z. Mohammadi, F. Alavi*

Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

ABSTRACT: Osteoporotic bone fracture is a significant public health problem. Therefore, it has attracted several physicians' and biomedical researchers' attention. The main objective of this study is to predict hip fracture location under various loading conditions. The use of bone densitometry in clinics to evaluate and predict osteoporosis has been expanded. Therefore, in this research, finite element analysis is carried out using models based on images and reports of dual-energy X-ray absorptiometry system to predict the femoral fracture pattern. Initially, the finite element models were created based on the bone mineral density reported in four distinct regions including neck, greater trochanter, inter trochanter, and total hip. To improve the accuracy of predictions, the pixel by pixel bone mineral density map was extracted based on the raw data of the HOLOGIC bone densitometry device. Linear finite element analysis was performed using the maximum risk factor, which has been defined based on the ratio of the strain energy density to the yield strain energy density, and thus the location of femoral fractures was determined based on the location of critical elements. The results demonstrate that using the non-homogeneous distribution of bone mineral density in a finite element analysis of the 2D models based on dual-energy X-ray absorptiometry can be considered as a useful tool for predicting the location of the bone fracture.

Review History:

Received: Jul. 26, 2019

Revised: Sep. 18, 2019

Accepted: Dec. 09, 2019

Available Online: Dec. 30, 2019

Keywords:

Osteoporosis

Femur Fracture

Finite Element Analysis

Dual-Energy X-Ray Absorptiometry

Bmd Mapping

1. INTRODUCTION

Osteoporosis is the most common metabolic bone disease that causes the degradation of bone tissue quality and the loss of bone mass and consequently, bone strength is significantly reduced. Hip fractures due to osteoporosis have been recognized as a major and common health problem in the elderly population [1]. Thus, many researchers have used a 3D FE model derived from Quantitative Computed Tomography Images (QCT) to evaluate the risk of femoral fractures. The comparison made between the results of this noninvasive method with the experimentation has proved its reliability and accuracy [2]. However, high radiation exposure is the major obstacle of its clinical usage. Therefore a Dual-energy X-ray Absorptiometry (DXA) based Finite Element (FE) modeling was proposed to assess hip fracture risk. Several subject-specific DXA-based FE models were developed to estimate the bone strength and risk of fracture in the past few years. A few of them compared the DXA-based FE models predictions with experimental measurements [3, 4], which showed a good agreement with the experimental results (respectively $R^2=0.59$ and 0.77).

The purpose of this study is to evaluate the ability of DXA-based 2D FE model in the prediction of the fracture pattern of human proximal femur. This procedure was carried out by extracting a pixel-by-pixel map of the material property of femur such as aBMD using raw data of HOLOGIC DXA

scanner and using high strain energy elements of the linear FEA results.

2. METHODOLOGY

Four patients were scanned with DXA (Horizon, Hologic Inc., USA). The aBMD from the total proximal femur, femoral neck, greater trochanter and intertrochanteric regions were obtained according to DXA report and a pixel-by-pixel BMD map (as shown in Fig. 1(a)) was extracted from raw data (.r file) of each DXA scan using MATLAB code (pixel size $0.901 \times 1.008 \text{ mm}^2$). This file consists of the attenuation of X-ray beams at two distinct energies, which was used to calculate aBMD map (g/cm^2) at the total hip region. The details of this procedure are available in the literature [5, 6]. Each pixel of DXA images was converted into C3D8 element (element size $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$) and each model was assumed to be a plate with a constant thickness that was obtained using Eq. (1) for each patient [4].

$$t = \frac{3.5\pi D}{16} \quad (1)$$

D is the mean width of the femoral neck cross-section that is shown in Fig. 1(b).

In this linear analysis, the bone model was assumed to be an inhomogeneous isotropic material with linearly elastic properties. The aBMD of each element was converted to

*Corresponding author's email: fs.alavi@modares.ac.ir



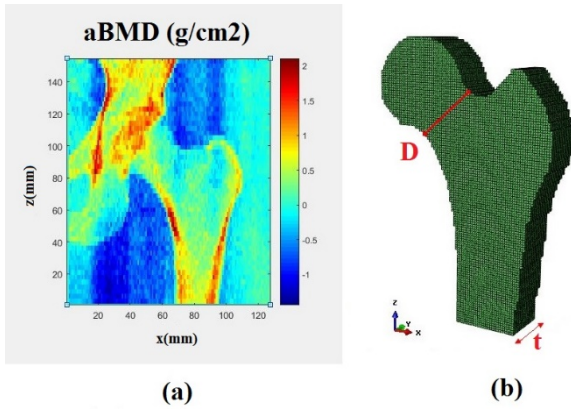


Fig. 1. (a) Pixel-by-Pixel BMD map (b) 3D FE model with a subject-specific constant thickness that meshed with a voxel size of $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$

vBMD using empirical functions established by Luo [7]. For each element, Young's modulus of elasticity (E , MPa) and yield strength (S , MPa) values were computed from the vBMD of bone using the empirical equations developed by Keyak [8].

The boundary conditions in the finite element model were applied according to the conducted experiments which were reported in our previous study [2], i.e., the load of 2000 N was equally distributed among the nodes of the femoral head. The nodes of the distal of the shaft (2 cm) were fully restrained. In this study, two angles (α , β) were used for loading of the femur: α (the angle between the applied load and the sagittal plane) was varied from -30 to $+30$ and β (the angle between the load and the coronal plane) was assumed 0. All elements of boundary conditions and elements with the modulus below 5 MPa were assigned a low modulus of 0.01 MPa.

The linear FE models were analyzed using ABAQUS software. A python code was used to calculate and sort the elemental risk factor (RF) by computing the ratio of the strain energy density to the yield strain energy density for each element according to Eq. (2). The location of critical elements (elements with the most RFs) was considered as the failure initiation location. By increasing the percentage of screened critical elements, the fracture propagation was simulated as shown in Fig. 3.

$$RF = \frac{\text{StrainEnergyDensity}}{\text{YieldStrainEnergy}} \quad (2)$$

3. RESULTS AND DISCUSSION

The FE predicted femoral fracture pattern of the model with material properties according to pixel-by-pixel BMD mapping was compared with the model created using Hologic reported BMD. Fig. 2 shows an improvement in the prediction of failure pattern.

Fig. 3 shows the predicted failure patterns for one sample (number 1) under different loading orientations. It should be noted that this linear method can only predict just the location of damage initiation and limited growth. The trochanteric fracture of sample 1 is shown in this Figure and crack growth towards the lower trochanter in orientation (a) and (b),

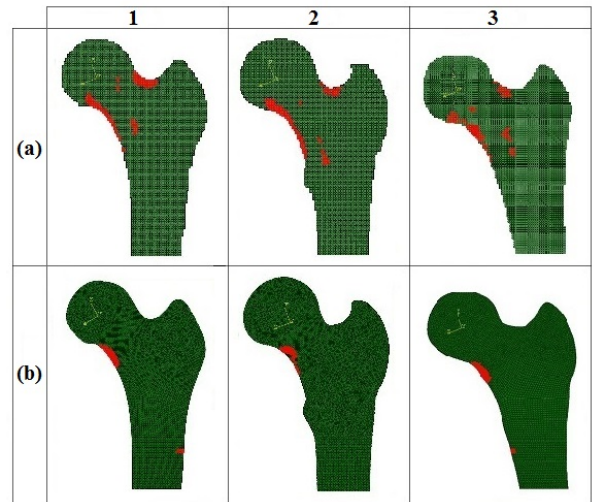


Fig. 2. Comparison of the femoral fracture pattern of three samples (a) voxel-based model (b) model with four reported material properties

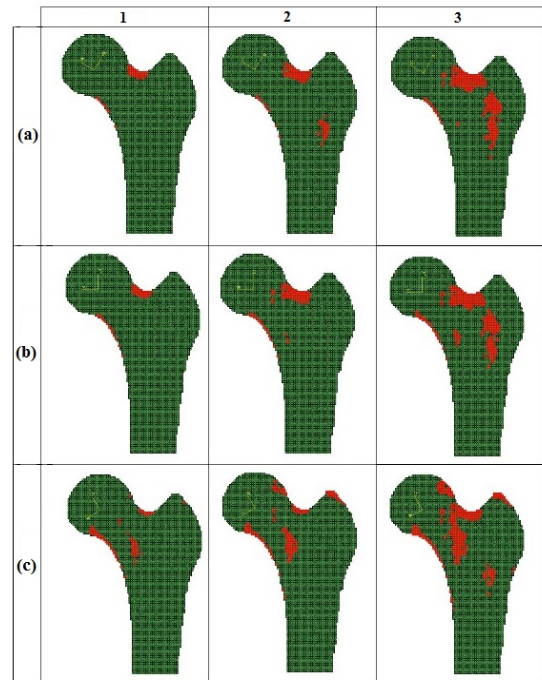


Fig. 3. Comparison of the development of the fracture pattern along 3 different orientations for specimen 1 a) $\alpha=-30$, $\beta=0$ b) $\alpha=0$, $\beta=0$ c) $\alpha=30$, $\beta=0$

while in (c) when the hip is under normal loading at stance configuration, the fracture initiation would happen in the femoral neck region.

4. CONCLUSIONS

In this study, the mechanical behavior of femoral bone under different loading at stance configuration was simulated using a pixel-by-pixel DXA-based linear FEM. The results of this study show the ability of DXA-based FEA to predict

femoral fracture location. Finally, it has been proposed as a suitable and clinically appropriate method to calculate the mechanical properties of the femur to assess hip fracture and predict failure initiation location.

5. REFERENCES

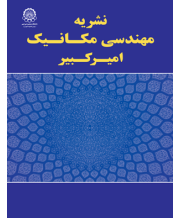
- [1] J.A. Kanis, O. Johnell, C. De Laet, B. Jonsson, A. Oden, A.K. Ogelsby, International variations in hip fracture probabilities: implications for risk assessment, *Journal of bone and mineral research*, 17(7) (2002) 1237-1244.
- [2] M. Mirzaei, M. Keshavarzian, V. Naeini, Analysis of strength and failure pattern of human proximal femur using quantitative computed tomography (QCT)-based finite element method, *Bone*, 64 (2014) 108-114.
- [3] K.E. Naylor, E.V. McCloskey, R. Eastell, L. Yang, Use of DXA-based finite element analysis of the proximal femur in a longitudinal study of hip fracture, *Journal of Bone and Mineral Research*, 28(5) (2013) 1014-1021.
- [4] Journal of Bone and Mineral Research, 28(5) (2013) 1014-1021.
- [5] E. Dall'Ara, R. Eastell, M. Viceconti, D. Pahr, L. Yang, Experimental validation of DXA-based finite element models for prediction of femoral strength, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 63 (2016) 17-25.
- [6] G.M. Blake, D.B. McKeeney, S.C. Chhaya, P.J. Ryan, I. Fogelman, Dual energy x-ray absorptiometry: The effects of beam hardening on bone density measurements, *Medical physics*, 19(2) (1992) 459-465.
- [7] X.N. Dong, R. Pinninti, T. Lowe, P. Cussen, J.E. Ballard, D. Di Paolo, M. Shirvaikar, Random field assessment of inhomogeneous bone mineral density from DXA scans can enhance the differentiation between postmenopausal women with and without hip fractures, *Journal of biomechanics*, 48(6) (2015) 1043-1051.
- [8] Y. Luo, Empirical functions for conversion of femur areal and volumetric bone mineral density, *Journal of Medical and Biological Engineering*, 39(3) (2019) 287-293.
- [9] J.H. Keyak, Y. Falkinstein, Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load, *Medical engineering & physics*, 25(9) (2003) 781-787.

HOW TO CITE THIS ARTICLE

Z. Mohammadi, F. Alavi, *Prediction of femoral fracture pattern using finite element analysis of dual-energy X-ray absorptiometry -based model. Amirkabir J. Mech Eng.*, 53(special issue 2) (2021) 289-292.

DOI: [10.22060/mej.2019.16816.6450](https://doi.org/10.22060/mej.2019.16816.6450)





پیش‌بینی محل شکستگی استخوان ران با استفاده از تحلیل المان محدود مدل حاصل از تصاویر دستگاه سنجش تراکم استخوان

زینب محمدی، فاطمه السادات علوی*

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۳۹۸/۰۵/۰۴

بازنگری: ۱۳۹۸/۰۶/۲۷

پذیرش: ۱۳۹۸/۰۹/۱۸

ارائه آنلاین: ۱۳۹۸/۱۰/۰۹

کلمات کلیدی:

پوکی استخوان

شکستگی استخوان ران

تحلیل المان محدود

جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس

نقشه تراکم مواد معدنی

خلاصه: شکستگی استخوانی ناشی از پوکی استخوان، یکی از مشکلات اصلی سلامت عمومی است به همین دلیل، این موضوع توجه بسیاری از پزشکان و محققان زیست پزشکی را به خود جلب کرده است. در همین راستا هدف اصلی از این مطالعه، پیش‌بینی محل شکستگی استخوان ران تحت شرایط بارگذاری مختلف می‌باشد. امروزه استفاده از دستگاه‌های سنجش تراکم استخوان در کلینیک‌ها برای ارزیابی و پیش‌بینی پوکی استخوان گسترش یافته است. از این رو در این پژوهش تحلیل‌های المان محدود با به‌کارگیری مدل‌هایی بر مبنای تصاویر و گزارش دستگاه جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس برای پیش‌بینی الگوی شکستگی انجام گردیده است. مدل‌های المان محدود در ابتدا بر مبنای تراکم مواد معدنی گزارش شده در چهار ناحیه مشخص شامل گردن، تروکانتر بزرگ، تروکانتر میانی و کل استخوان ران مدل تهیه شد. پس از آن به منظور بهبود دقت پیش‌بینی‌های انجام شده، نقشه تراکم مواد معدنی استخوانی به صورت پیکسل به پیکسل با توجه به داده‌های خام دستگاه سنجش تراکم استخوان هولوزیک استخراج گردید. تحلیل‌های خطی المان محدود با استفاده از معیار حداکثر فاکتور خطر تعریف شده براساس نرخ چگالی انرژی کرنشی به چگالی انرژی کرنشی نهایی انجام شد و بدین ترتیب محل المان‌های بحرانی به عنوان محل شکستگی استخوان ران مشخص گردید. نتایج به‌دست‌آمده حاکی از آن است که استفاده از توزیع غیر همگن تراکم مواد معدنی استخوانی در تحلیل المان محدود مدل‌های دوبعدی مبتنی بر روش جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس می‌تواند به عنوان یک ابزار کارآمد جهت پیش‌بینی محل بروز شکستگی استخوان محسوب گردد.

۱- مقدمه

کیفیت ریزساختار استخوان، منجر به افزایش خطر شکستگی و در نتیجه شکست استخوان می‌شود [۲، ۳]. امروزه اندازه‌گیری تراکم مواد معدنی استخوانی^۴ با استفاده از روش جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس^۵ به عنوان استاندارد طلایی پوکی استخوان توسط سازمان بهداشت جهانی پذیرفته شده است. محققان در جریان مطالعات گسترده جمعیتی، متوجه شدند که مقدار تراکم مواد معدنی استخوانی پایین با شکست استخوانی ارتباط دارد، بنابراین از آن برای پیش‌بینی شکستگی استخوان ران استفاده کردند [۴، ۵]؛ با این حال بسیاری از شکستگی‌ها در محدوده امن مقدار تراکم مواد معدنی استخوانی

شکستگی‌های استخوان ران در اثر سقوط و افتادن، یکی از معمول‌ترین خطرات تهدیدکننده سلامت سالمندان به ویژه افرادی است که مبتلا به پوکی استخوان می‌باشند. پوکی استخوان یا استئوپوروز^۱ طبق تعریف سازمان بهداشت جهانی^۲ یک اختلال متابولیکی استخوان است که در آن تراکم مواد معدنی و در پی آن استحکام^۳ مکانیکی استخوان به طور قابل‌توجهی کاهش یافته [۱] و با ازدست‌رفتن

- 1 Osteoporosis
- 2 World Health Organization (WHO)
- 3 Strength

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: fs.alavi@modares.ac.ir

4 Bone Mineral Density (BMD)

5 Dual-Energy X-ray Absorptiometry (DXA)



بیماران استخوانی یا استئوپروتیک مورد استفاده قرار می‌گیرد، بدین صورت که با معیارهای استاندارد شده سنجیده و با نمونه‌های طبیعی مقایسه می‌گردد [۱۲].

در مطالعات المان محدود مبتنی بر این روش، اطلاعات به دست آمده از دستگاه جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس شامل تراکم مواد معدنی نواحی مختلف و تصویر دو بعدی از شکل هندسی استخوان ران برای مطالعه رفتار مکانیکی استخوان تحت شرایط مرزی و بارگذاری‌های مشابه شرایط فیزیولوژیکی بدن، در اختیار نرم‌افزارهای المان محدود قرار می‌گیرد [۱۳]. در مطالعات ابتدایی توانایی خروجی‌های دستگاه سنجش تراکم استخوان در چهار ناحیه مختلف استخوان ران جهت پیش‌بینی خواص مکانیکی استخوان ران تحت بارگذاری‌های مختلف مورد ارزیابی قرار گرفت [۱۴]. سپس با استفاده از این خروجی‌ها در تحلیل المان محدود، استحکام استخوانی تخمین زده شد و بدین ترتیب این روش برای ارزیابی خطر شکست مورد استفاده قرار گرفت. در همین راستا، تاکنون از معیارهای متفاوتی جهت ارزیابی خطر شکست استفاده گردیده است. در برخی از مطالعات پیشین از معیار استحکام استخوانی به خصوص در ناحیه گردن^۱ استخوان ران [۱۵] و نسبت بار به استحکام^۲ برای تشخیص شکستگی حاد استفاده گردیده است، به طوری که نتایج حاصل از آن نشان می‌دهد که این معیار مستقل از مقدار تراکم مواد معدنی استخوانی می‌تواند بیماران در معرض خطر شکستگی ران را تشخیص دهد [۱۶]. همچنین در برخی مطالعات دیگر علاوه بر تراکم مواد معدنی استخوانی، از پارامترهای فیزیکی تأثیرگذار در نیروی ضربه‌ای همچون وزن، قد، شاخص توده بدنی و ضخامت بافت نرم جهت بررسی خطر شکست استفاده گردید [۱۷]. پس از آن در بسیاری از مطالعات از معیارهای شکست مختلفی با اندازه‌گیری نرخ تنش^۳ یا کرنش^۴ اعمالی به تنش یا کرنش تسلیم^۵ هر المان، همچون تنش و کرنش فون میزز^۶، تنش‌های اصلی کششی و فشاری و مقدار حداقل آن‌ها و همچنین کرنش‌های اصلی کششی و فشاری و مقدار حداقل آن‌ها، استفاده گردید. در واقع در این مطالعات، بار شکست^۷ با تقسیم بار اعمالی به کوچک‌ترین مقدار معیارهای

تعریف شده توسط سازمان بهداشت جهانی قرار گرفته است [۶، ۷]. محققان دریافتند از آن جایی که استحکام استخوانی علاوه بر تراکم و کیفیت استخوان به هندسه و سایز آن نیز وابسته است، تراکم مواد معدنی استخوانی به طور کامل نمی‌تواند بیانگر دقیقی از استحکام باشد [۶]. در همین راستا، بسیاری از محققان روش محاسباتی تحلیل المان محدود را برای پیش‌بینی دقیق و قابل اعتماد خطر و نیروی شکست، به کار گرفتند. در این روش مجموعه‌ای از متغیرها شامل هندسه دقیق استخوان، توزیع تراکم مواد معدنی و دیگر خصوصیات مکانیکی المان‌ها به کار گرفته می‌شود تا رفتار دقیق تری از استخوان را شبیه‌سازی کند [۸]. همچنین مطالعات اخیر نشان می‌دهد استفاده از مدل‌های المان محدود ساخته شده از تصاویر سیستم برش‌نگاری کمی رایانه‌ای می‌تواند با دقت بسیار خوبی استحکام استخوانی را ارزیابی و خطر شکست را تعیین کند [۹، ۱۰]؛ به طوری که مطابقت قابل توجهی با نتایج حاصل از آزمون‌های تجربی می‌توان مشاهده کرد [۱۱]. بنابراین استفاده از مدل المان محدود بر پایه برش‌نگاری کمی رایانه‌ای به یک روش تثبیت شده برای به دست آوردن رفتار مکانیکی ساختار استخوانی و پیش‌بینی استحکام استخوان ران بدل گردیده است.

روش برش‌نگاری کمی رایانه‌ای شامل اطلاعات هندسه و خواص مواد استخوانی مورد نیاز برای ساخت مدل سه بعدی المان محدود می‌باشد، که تاکنون محققان با استفاده از آن توانسته‌اند نیرو و الگوی شکست را به خوبی پیش‌بینی کنند، اما از آن جایی که دوز تابش اشعه در آن بسیار زیاد می‌باشد، برای ارزیابی‌های روزمره و عادی کلینیکی مناسب نمی‌باشد. همچنین با توجه به معایب این روش مانند نیاز به سخت‌افزار پیچیده، محاسبات زمان‌بر و هزینه‌بر، در سال‌های اخیر مطالعات بسیاری در زمینه ساخت مدل المان محدود دوبعدی بر مبنای داده‌های دستگاه سنجش تراکم استخوان صورت گرفته است. مقدار اشعه‌ای که در آزمون سنجش تراکم استخوان به بیمار تابانده می‌شود، معادل یک صدم اشعه دریافتی برای یک رادیوگرافی ساده است، بنابراین می‌توان تست را بدون این که کوچک‌ترین خطری متوجه بیمار باشد، بارها تکرار کرد. در این روش استاندارد تصویربرداری بالینی، ناحیه ستون فقرات کمری و لگن مورد ارزیابی قرار داده می‌شود و به طور معمول بر اساس تراکم مواد معدنی استخوانی سطحی که ارائه می‌دهد، برای تشخیص و تمایز بین

1 Neck
2 Load-to-strength ratio (LSR)
3 Stress
4 Strain
5 Yield
6 Von Mises
7 Failure force

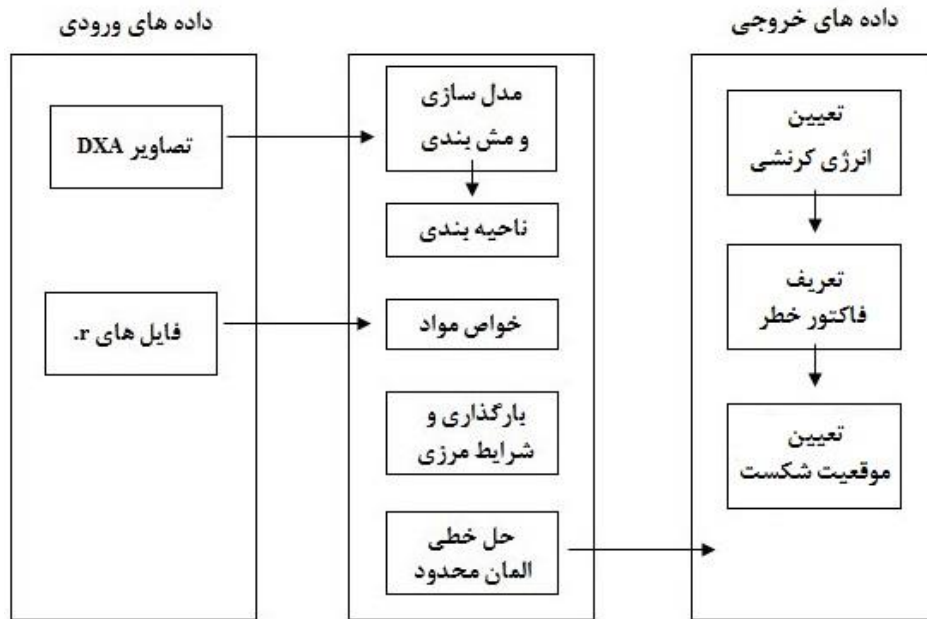


Fig. 1. Overview of DXA-based linear FEA

شکل ۱: تحلیل خطی المان محدود مبتنی بر تصاویر دستگاه جذبسنجی دوگانه اشعه ایکس

شکستگی استخوان ران در شکل ۱ نمایش داده شده است. روش مورد استفاده در این پژوهش مزایایی دارد که دقت پیش‌بینی‌های محل بروز شکستگی را بهبود می‌بخشد. به طور خاص یکی از متغیرهای مورد استفاده جهت تخصیص خواص مواد به مدل المان محدود، تراکم مواد معدنی استخوانی می‌باشد. از آن جایی که استخوان یک ماده غیرهمگن است، تراکم مواد معدنی استخوانی در هر جز کوچک آن متفاوت می‌باشد. مقدار تراکم مواد معدنی استخوانی که در کلینیک‌ها و در گزارش حاصل از دستگاه سنجش تراکم استخوان نمایش داده می‌شود، مقدار میانگین تراکم مواد معدنی استخوانی در چهار ناحیه مورد نظر از جمله نواحی اصلی گردن، تروکانتر بزرگ^۳، تروکانتر میانی^۴ و کل استخوان ران می‌باشد. بنابراین داده‌های حاصل از روش سنجش تراکم استخوان به تنهایی نمی‌تواند ارزیابی دقیقی از پیش‌بینی شکست استخوان ارائه دهد. در حالی که در این پژوهش نقشه تراکم مواد معدنی استخوانی پیکسل به پیکسل با استفاده از داده‌های خام دستگاه هولوژیک به گونه‌ای استخراج گردیده است که مقدار خواص ماده را در هر المان از مدل به دست می‌دهد. قابل ذکر است تاکنون تعداد محدودی از محققان این روش را به منظور تحلیل المان محدود مدل‌های استخوانی به‌کار گرفته‌اند. بنابراین با در

شکست به دست آمده، حاصل می‌شود که با مقایسه با نتایج آزمون‌های تجربی بهترین معیار پیش‌بینی‌کننده مشخص گردید [۱۸]. همچنین در بسیاری از تحقیقات اخیر، معیار خطر شکست حاصل از تقسیم تنش فون میزز به تنش تسلیم تحت بارگذاری افتادن و سقوط از کنار برای ارزیابی شکستگی استخوان ران مورد بررسی قرار گرفت [۱۹، ۲۰] و با معیار استحکام استخوانی مقایسه گردید [۲۱]. یکی دیگر از معیارهایی که اخیراً برای پیش‌بینی شکست استخوان مورد استفاده قرار گرفته است، با استفاده از نسبت انرژی کرنشی ناشی از نیروی ضربه‌ای به انرژی کرنشی نهایی تعریف می‌گردد. محققان دانشگاه منیتوبا^۱ از تعریف این معیار در هر سطح مقطع از مدل تیر^۲ ساخته شده از تصویر جذبسنجی جهت تحلیل نیروی ضربه‌ای به استخوان ران استفاده نموده‌اند [۲۲]. در این پژوهش برای اولین بار از معیار انرژی کرنشی جهت تخمین و پیش‌بینی محل بروز شکستگی استخوان ران بیماران با استفاده از تحلیل خطی المان محدود مبتنی بر داده‌های حاصل از روش جذبسنجی دوگانه اشعه ایکس در نیروی استاتیکی، استفاده گردیده است. مراحل روش مورد استفاده در این مطالعه در خصوص تجزیه و تحلیل خطی المان محدود بر اساس تصاویر دستگاه سنجش تراکم استخوان جهت دستیابی به الگوی

3 Greater Trochanter
4 Inter Trochanter

1 Manitoba university
2 Beam model

جدول ۱. مشخصات بیماران مورد بررسی و اطلاعات گزارش اسکن سنجش تراکم استخوان مربوط به آن‌ها
Table 1 Overview of the densitometric measures and Characteristics (age, side) of the patients

تراکم مواد معدنی (گرم بر سانتی‌متر مربع)				عرض گردن (میلی‌متر)	سمت	سن	ردیف
کل	تروکانتر میانی	تروکانتر بزرگ	گردن ران				
۰/۷۶۲	۰/۸۹۷	۰/۵۵۲	۰/۵۶۴	۲۹/۹۰	چپ	۶۱	۱
۰/۷۳۵	۰/۸۳۸	۰/۵۸۷	۰/۶۵۷	۳۱/۸۰	چپ	۴۵	۲
۰/۸۹۰	۱/۰۶۸	۰/۶۱۹	۰/۶۸۰	۲۹/۴۲	چپ	۴۱	۳
۰/۷۳۱	۰/۸۳۱	۰/۵۶۴	۰/۶۲۲	۳۱/۷۶	راست	۴۵	۴

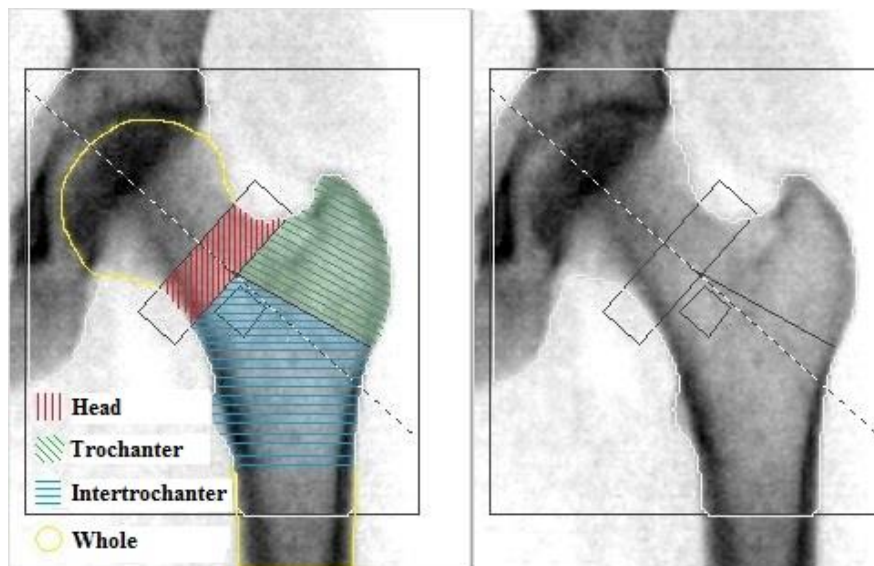


Fig. 2. Example of DXA image and ROIs

شکل ۲: تصویر اسکن سنجش تراکم استخوان و ناحیه بندی مطابق گزارش جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس

صورت گرفت که داده‌های حاصل از آن و مشخصات بیماران مورد مطالعه در جدول ۱ آورده شده است.

نوع اسکن^۳ در همه اسکن‌ها در حالت اسکن چپ/راست استخوان ران^۴ می‌باشد (فاصله خطوط^۵: ۰/۹۰۱۰ میلی‌متر، رزولوشن نقطه‌ها^۶: ۱/۰۰۸ میلی‌متر). در این نوع اسکن طول و عرض اسکن به ترتیب ۱۵۴ و ۱۱۴ میلی‌متر می‌باشد.

۲-۲- مدل‌سازی و محاسبه خواص مکانیکی

تصویر حاصل از اسکن سنجش تراکم استخوان، یک تصویر

نظر گرفتن توزیع غیرهمگن تراکم مواد معدنی برای مدل‌های مبتنی بر روش جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس، می‌توان آن‌ها را جایگزینی کلینیکی برای مدل‌های المان محدود مبتنی بر روش برش‌نگاری کمی رایانه‌ای جهت پیش‌بینی رفتار شکست استخوان ران دانست.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مشخصات نمونه‌ها و تصویربرداری

در این مطالعه از چهار بیمار مختلف در ناحیه لگن اسکن سنجش تراکم استخوان گرفته شد. همه تست‌ها توسط دستگاه جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس مدل هورایزون^۱ کمپانی آمریکایی هولوزیک^۲

1 Horizon
2 Hologic

3 Scan Type
4 x Left/ Right Hip
5 Line Spacing
6 Point Resolution

شد که این مقدار ثابت با استفاده از رابطه ۱ برای هر نمونه به صورت زیر حاصل می‌شود:

$$t = \frac{3.5\pi D}{16} \quad (1)$$

قابل ذکر است مقدار D همان میانگین عرض مقطع گردن استخوان ران در تصویر ورودی است [۱۸]. تفاوت اصلی دو مدل ایجادشده در تعداد خواص مواد تخصیصی به مدل‌ها می‌باشد. به گونه‌ای که به یکی تنها چهار خاصیت متفاوت و به دیگری به تمامی المان‌های آن خواص مواد متفاوت برآمده از چگالی متفاوت اختصاص داده شد. سپس هر دو مدل جهت تحلیل المان محدود آماده گردید.

۲-۲-۱- آماده‌سازی مدل چهار ناحیه‌ای

با توجه به گزارش اسکن جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس استخوان ران به چند ناحیه مختلف با چگالی‌های متفاوت طبقه‌بندی می‌شود. همان‌طور که در شکل ۲ مشاهده می‌شود، این نواحی شامل گردن استخوان ران، تروکانتر بزرگ، تروکانتر میانی، سر^۴ و تنه^۵ استخوان ران می‌باشند که از لحاظ بالینی و کلینیکی بسیار حائز اهمیت هستند. پس از ایجاد و جداسازی بخش استخوان ران از استخوان لگن، از آن یک مدل دوبعدی با ضخامت ثابت در نرم‌افزار سالیدورکس^۶ ساخته می‌شود. مدل به پنج بخش مختلف گردن ران، تروکانتر بزرگ، تروکانتر میانی، سر ران و تنه تقسیم‌بندی می‌شود [۱۴]. به ترتیب به هریک از این بخش‌ها خواص مکانیکی مشتق‌شده از تراکم مواد معدنی گردن ران، تروکانتر بزرگ، تروکانتر میانی و به بخش سر و تنه خواص مربوط به کل استخوان ران اختصاص داده می‌شود. بدین ترتیب مطابق شکل ۳ مدلی با چهار خواص مکانیکی متفاوت حاصل می‌گردد. قابل ذکر است که بافت استخوانی در هر بخش به صورت یک ماده همگن و ایزوتروپیک با ضریب پواسون ۰/۴ در نظر گرفته می‌شود [۲۳].

۲-۲-۲- آماده‌سازی مدل پیکسل به پیکسل

برای ایجاد مدل پیکسل به پیکسل، تصویر حاصل از اسکن

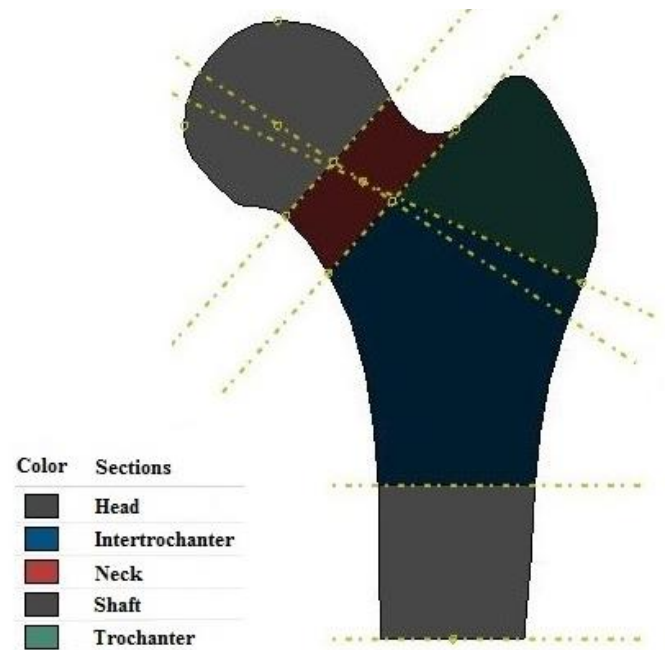


Fig. 3. DXA-based finite element model with 4 material properties

شکل ۳: مدل المان محدود چهار ناحیه‌ای ساخته‌شده از تصویر اسکن سنجش تراکم استخوان

خاکستری دوبعدی از صفحه کروئال^۱ ناحیه لگن می‌باشد که بعد از انجام اسکن جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس از بیماران با فرمت دایکام^۲ ذخیره می‌گردد. نمونه‌ای از این تصویر در شکل ۲ قابل مشاهده می‌باشد. در این تصویر نواحی مختلف گردن ران، تروکانتر بزرگ، تروکانتر میانی و کل استخوان ران به عنوان نواحی مورد نظر^۳ جهت اندازه‌گیری تراکم معدنی استخوانی تعریف می‌گردند. بدین ترتیب میانگین تراکم معدنی این نواحی جهت ارزیابی پوکی استخوان به صورت کلینیکی در گزارش‌های اسکن سنجش تراکم استخوان قابل دسترسی می‌باشند (مطابق جدول ۱). با استفاده از این تصاویر دو مدل مجزا جهت ارزیابی و بهبود دقت تحلیل‌ها ساخته شد. در این مطالعه با توجه به دوبعدی بودن تصویر ورودی و برای این که سطح مقطع و ممان اینرسی مقطع مستطیلی در مدل ساخته‌شده تا حد امکان به سطح مقطع و ممان اینرسی ناحیه گردن ران با مقطع دایره‌ای در نمونه واقعی نزدیک باشد، هندسه مدل ساخته‌شده مطابق شکل ۴ (ب) با یک ضخامت ثابت به اندازه t فرض

4 Head
5 Shaft
6 Solidworks

1 Coronal Plane
2 DICOM
3 Region Of Interest (ROI)

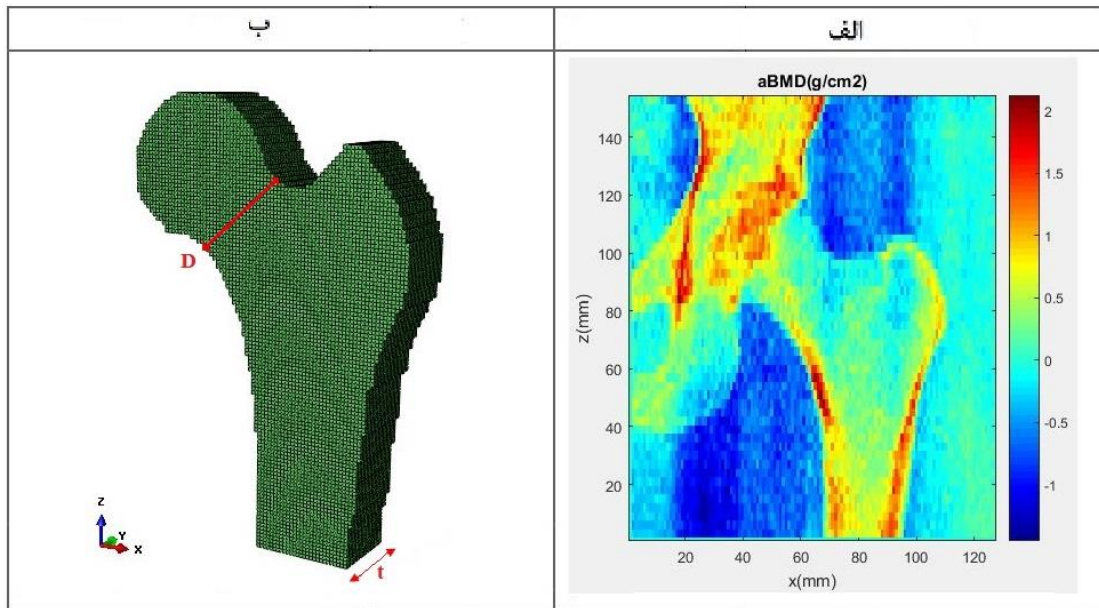


Fig. 4. a). Pixel-by-pixel BMD map b). 3D FE model with a subject-specific constant thickness that meshed to 1*1 mm3 in size voxels.

شکل ۴: الف) نقشه پیکسل به پیکسل تراکم مواد معدنی استخوانی (ب) مدل المان محدود سه بعدی با ضخامت ثابت t و مش بندی شده بر اساس وکسل

ضرایب و با توجه به رابطه ۲، مقدار تراکم مواد معدنی استخوانی در هر پیکسل از ناحیه اسکن سنجش تراکم استخوان به دست می آید.

$$BMD = \frac{(J_A^L - kJ_A^H) - (J_S^L - kJ_S^H)}{(J_B^L - J_A^L) - k(J_B^H - J_A^H)} BMD_{ref} \quad (2)$$

در این رابطه J_A^H ، J_B^H و J_S^H به ترتیب ضرایب لگاریتمی تضعیف اشعه ایکس مربوط به هوا، بافت استخوانی و بافت نرم در انرژی زیاد و همچنین J_A^L ، J_B^L و J_S^L ضرایب لگاریتمی تضعیف اشعه ایکس مربوط به هوا، بافت استخوانی و بافت نرم در انرژی کم می باشد. مقدار k با استفاده از نسبت مقدار ضریب تضعیف اشعه در طول بافت نرم در انرژی کم به مقدار ضریب تضعیف اشعه در طول بافت نرم در انرژی زیاد محاسبه می گردد که مقدار میانگین آن به طور معمول در گزارش سنجش تراکم استخوان هولوژیک در دسترس می باشد. همچنین BMD_{ref} مقدار چگالی استخوانی چرخ مرجع^۵ می باشد که مقدار آن در فایل آرشیوی p . قابل دسترسی است [۲۶].

بدین ترتیب نقشه تراکم مواد معدنی استخوانی برحسب گرم بر سانتی متر مربع برای کل ناحیه موردنظر^۶ اسکن حاصل می گردد.

سنجش تراکم استخوان این بار در نرم افزار میمیکس^۱ نسخه ۲۰ مورد پردازش قرار می گیرد و به این ترتیب مطابق شکل ۴ (ب)، شکل هندسی استخوان ران به صورت مش بندی شده استخراج می شود. در کنار مدل سازی، برای استخراج و پردازش داده های خام هولوژیک جهت اختصاص خواص مواد به هر المان از مدل، از روش های ارائه شده توسط بلیک و همکارانش^۲ استفاده گردید [۲۴]. داده های خام هولوژیک موجود در فایل های آرشیوی متشکل از ضرایب لگاریتمی تضعیف اشعه ایکس در دو سطح انرژی مجزا می باشند که به طور مستقیم می توان آن ها را به تراکم مواد معدنی استخوان تبدیل نمود [۲۵، ۲۶].

در این تحقیق با استفاده از کدهای متلب^۳ و روش پیکسل به پیکسل ارائه شده، تراکم مواد معدنی استخوانی برای هر پیکسل از داده های خام هولوژیک محاسبه گردید. همان طور که ذکر شد فایل آرشیوی^۴ اسکن سنجش تراکم استخوان شامل شش ضریب لگاریتمی تضعیف اشعه ایکس از سه بافت نرم، استخوان و هوا در دو سطح انرژی کم و زیاد در هر پیکسل از ناحیه اسکن می باشد. با استفاده از این

- 1 Mimics
- 2 Blake et al
- 3 MATLAB
- 4 .r file

5 Reference wheel
6 Region Of Interest (ROI)

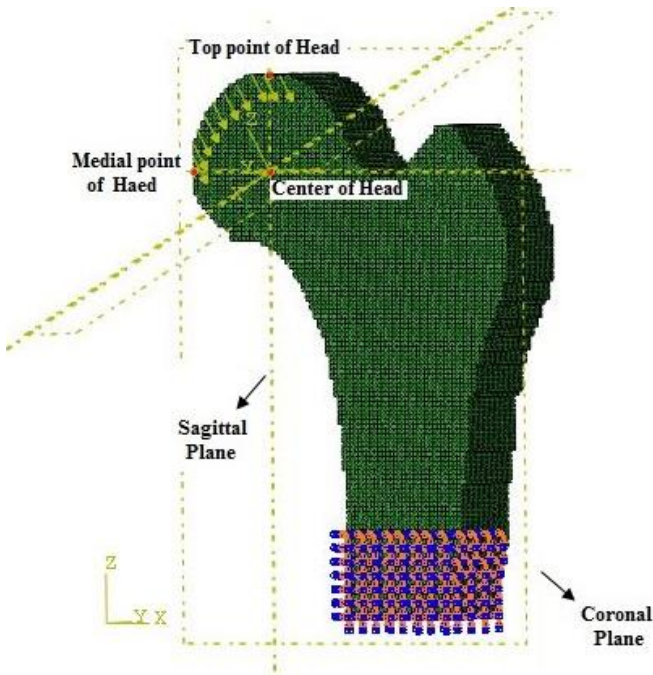


Fig. 5. Loading and boundary condition in a specific orientation ($\alpha=30, \beta=0$)

شکل ۵: شرایط مرزی و بارگذاری در جهت $\alpha = 30^\circ$ و $\beta = 0^\circ$

با چگالی سطحی ρ_{ash} بر حسب گرم بر سانتی‌متر مربع^۶ می‌باشد، این چگالی را با استفاده از قطر سطح مقطع گردن ران که با میانگین عرض گردن استخوان ران برابر است و با توجه به رابطه ۵ می‌توان به چگالی ظاهری^۸ تبدیل کرد [۲۸].

$$\rho_{app} = 1.2 \frac{\rho_A}{D} + 0.0242 \quad (5)$$

در رابطه ۵، ρ_{ash} چگالی سطحی بر حسب گرم بر سانتی‌متر مربع، D میانگین عرض مقطع گردن استخوان ران بر حسب سانتی‌متر و ρ_{ash} چگالی ظاهری بر حسب گرم بر سانتی‌متر مکعب می‌باشد. سپس با استفاده از رابطه ۶ با ضرب چگالی ظاهری حاصل از چگالی سطحی در عدد ثابت ۰/۵۵ می‌توان به مقدار چگالی خاکستر مورد نیاز برای رابطه‌های ۳ و ۴ دست یافت [۲۸].

$$\rho_{app} = \frac{\rho_{ash}}{0.55} \quad (6)$$

در این رابطه، ρ_{ash} چگالی خاکستر و ρ_{ash} چگالی ظاهری بر حسب

اندازه هر پیکسل داده تراکم مواد معدنی استخوانی $1/0.08 \times 0/9.010$ میلی‌متر مربع می‌باشد و تعداد پیکسل‌ها در کل ناحیه اسکن برای تمامی مدل‌ها ۱۹۲۷۸ می‌باشد. بدین ترتیب در اینجا، استخوان به صورت یک ماده غیر همگن با خواص مکانیکی متفاوت در هر المان و ایزوتروپیک با ضریب پواسون ۰/۴ در نظر گرفته می‌شود.

به عنوان نمونه، توزیع غیر همگن پیکسل به پیکسل تراکم مواد معدنی استخوانی محاسبه شده با استفاده از روش ذکر شده برای یک بیمار در شکل ۴ (الف) آورده شده است.

قابل ذکر است همان طور که در شکل ۴ (الف) نشان داده شده است، بالابودن تراکم مواد معدنی استخوانی در قسمت سر استخوان ران به دلیل همپوشانی سر استخوان ران با استخوان لگن اسکن جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس می‌باشد.

۲-۲-۳- اختصاص خواص مکانیکی و اعمال بارگذاری

برای اختصاص دادن خواص مکانیکی و اعمال شرایط مرزی و بارگذاری مناسب تحلیل، هر دو مدل آماده شده به نرم‌افزار المان محدود آباکوس^۱ انتقال می‌یابند. به منظور محاسبه خواص مکانیکی استخوان نظیر مدول الاستیک و استحکام در هر المان و هر بخش از مدل‌ها، از روابط تجربی ارائه شده بر حسب چگالی استخوانی توسط کیاک^۲ به صورت رابطه‌های ۳ و ۴ استفاده شده است [۲۷].

$$E(\rho_{ash}) = \begin{cases} 33900\rho_{ash}^{2.20} & \rho_{ash} \leq 0.27 \\ 5307\rho_{ash} + 4690 & 0.27 < \rho_{ash} \leq 0.6 \\ 10200\rho_{ash}^{2.01} & \rho_{ash} > 0.6 \end{cases} \quad (3)$$

$$S(\rho_{ash}) = \begin{cases} 137\rho_{ash}^{1.88} & \rho_{ash} \leq 0.317 \\ 114\rho_{ash}^{1.72} & \rho_{ash} > 0.317 \end{cases} \quad (4)$$

در این روابط E مدول الاستیک و S استحکام بر حسب مگاپاسکال^۳ و همچنین ρ_{ash} چگالی خاکستر^۴ بر حسب گرم بر سانتی‌متر مکعب^۵ می‌باشد. همچنین شایان ذکر است از آن جایی که چگالی حاصل از داده‌های خام اسکن جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس در هر پیکسل،

- 1 Abaqus
- 2 Keyak
- 3 MPa
- 4 Ash Density
- 5 g/cm³

- 6 Areal Density
- 7 g/cm²
- 8 Apparent Density

گرم بر سانتی متر مکعب می باشد.

جدول ۲: جهات مختلف اعمال نیروی فشاری در حالت ایستاده

Table 2. Different compressive loading orientation in Stance configuration

شرایط بارگذاری	α (درجه)	β (درجه)
۱	-۳۰	۰
۲	۰	۰
۳	۳۰	۰

۳-۲- تحلیل خطی المان محدود

در تحلیل المان محدود مبتنی بر روش جذب سنجی دوگانه اشعه ایکس، به دلیل دوبعدی بودن تصویر ورودی، نیاز به یکسری ساده سازی می باشد. به عنوان مثال هندسه استخوان بسیار ساده و با یک ضخامت ثابت در راستای محور عمود بر صفحه کروئال فرض شده است.

مدل المان محدود این نمونه ها با استفاده از داده های جذب سنجی دوگانه اشعه ایکس و اختصاص خواص مکانیکی مبتنی بر تراکم مواد معدنی استخوانی هر المان و تبدیل تصاویر حاصل از اسکن تراکم استخوان به مدل دوبعدی با ضخامت ثابت و المان های ۸ گره ای ایجاد گردید. سپس با استفاده از کد پایتون نوشته شده در نرم افزار آباکوس، خواص مواد، شرایط مرزی مانند اعمال نیرو و شرایط تکیه گاهی به مدل ساخته شده اعمال گردید. این شرایط مرزی در یک مختصات مرجع و مطابق شرایط فیزیولوژیک بدن تعریف گردیده است [۲۹]. همچنین در این کد صفحه ای مرجع برای یکسان بودن شرایط المان محدود به نام صفحه کروئال و صفحه ای عمود بر آن به نام ساجیتال^۱ برای استخوان ران تعریف شده است. سه نقطه مرجع برای تعریف صفحه کروئال شامل مرکز سر استخوان ران از دید میانی، مرکز سر استخوان ران از دید بالایی و مرکز سر استخوان ران از روبرو می باشد [۱۱]. نیروی فشاری گسترده ای به بزرگی ۲۰۰۰ نیوتن به صورت استاتیکی به تمام المان های درگیر در ناحیه ای به شعاع ۱۵ میلی متر با رابطه ۷ به سطح بالایی سر استخوان ران در ناحیه استابولوم^۲ اعمال شد. همان طور که در شکل ۵ قابل مشاهده می باشد، جهت اعمال بارگذاری در جهات مختلف یک سیستم مختصات جدید با مبدأ مرکز سر استخوان ران تعریف می گردد. این سیستم مختصات استفاده از کد پایتون ایجاد گردید. همچنین با توجه به این سیستم مختصات جدید، ناحیه تحت بارگذاری نیز مطابق شرایط ذیل تعریف و ایجاد می گردد:

$$Zhead = \begin{cases} -w < x < w \\ -\frac{t}{2} < y < \frac{t}{2} \\ z > 0 \end{cases} \quad w = 15mm \quad (7)$$

- 1 Sagittal Plane
2 Acetabulum

در این رابطه t همان ضخامت ثابت مدل برحسب میلی متر می باشد.

نیروی گسترده در تمامی مدل ها در جهات مختلف بارگذاری نسبت به صفحه ساجیتال^۲ به گونه ای که این زاویه از -۳۰ تا +۳۰ تغییر کند، در نظر گرفته شد. همچنین در تمامی بارگذاری ها با توجه به فرضیات ساده سازی ذکر شده جهت این نیرو نسبت به صفحه کروئال^۴ صفر درجه تعریف گردید (جدول ۲).

همچنین شرایط مرزی به گونه ای تعریف شد که ناحیه پایینی تنه استخوان ران در قسمت پروگزیمال به فاصله ۲ سانتی متر به صورت کاملاً گیردار مقید گردید. قابل ذکر است در این مطالعه شرایط مرزی و جهات بارگذاری متناظر با شرایط مرزی و بارگذاری آزمایشات تجربی صورت گرفته در مطالعات قبلی تعیین گردید [۱۱]. در شکل ۵ می توان شرایط مرزی و بارگذاری مربوط به یکی از مدل ها را در جهت بارگذاری $\alpha=30^\circ$ و $\beta=0^\circ$ در حالت ایستاده مشاهده کرد.

در نهایت مدل های چهار ناحیه ای و پیکسل به پیکسل تحت سه جهت مختلف مطابق جدول ۲ در حالت ایستاده به صورت استاتیکی بارگذاری شدند و به وسیله حل خطی المان محدود تحلیل گردیدند. در این مطالعه مدل های المان محدود به طور متوسط با $100,000$ المان ۸ گره ای توسط نرم افزار آباکوس مورد تجزیه و تحلیل خطی قرار گرفت. به طور کلی در مدل های المان محدود بر اساس وکسل بهتر است اندازه المان ها برابر با اندازه وکسل ها در نظر گرفته شود. در تحقیقات گذشته توسط میرزائی و همکاران به منظور بررسی تاثیر اندازه المان بر نتایج پیش بینی ها در مدل های بر اساس وکسل، مطالعه ای صورت گرفت. با مقایسه نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل

3 α
4 β

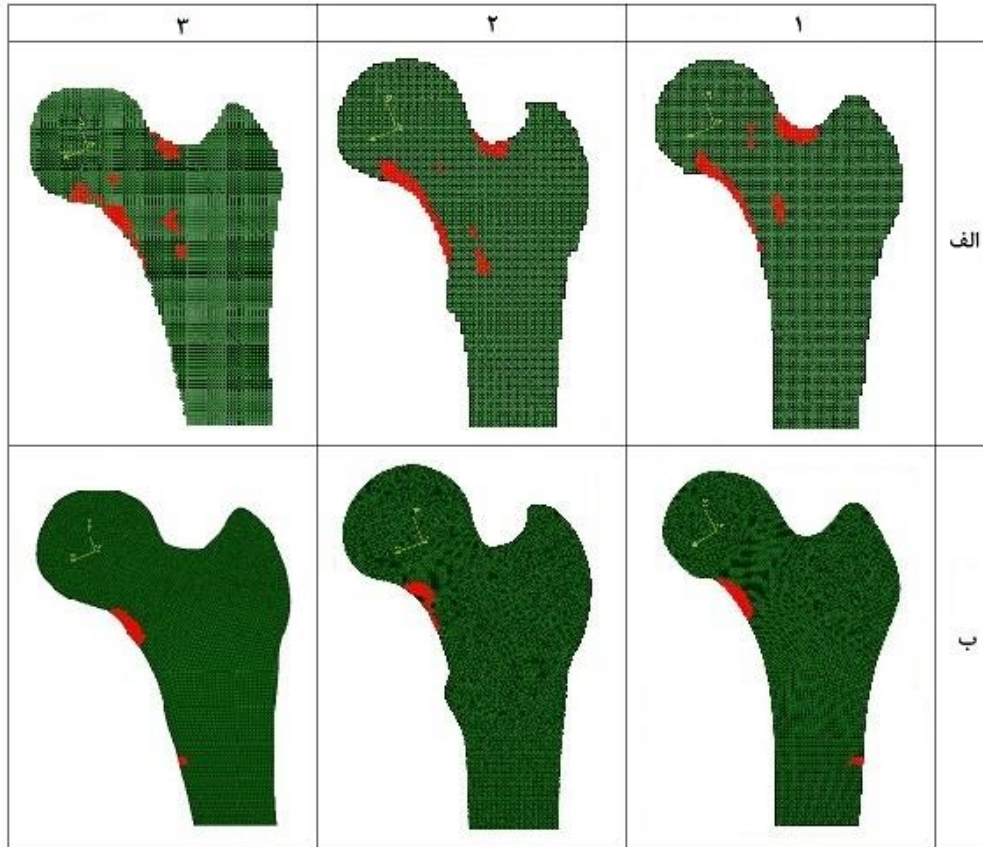


Fig. 6. Comparison of femoral fracture pattern of 3 specimens a). Voxel-based model b). Model with 4 material properties

شکل ۶: مقایسه موقعیت شکست استخوان ران سه نمونه مختلف ۱، ۲ و ۳ تحت جهت بارگذاری $\alpha = 30^\circ$ و $\beta = 0^\circ$ (الف) مدل پیکسل به پیکسل (ب) مدل چهار ناحیه‌ای

$$YieldStrainEnergy = \frac{S^2}{2E} \quad \text{رابطه ۹}$$

در این رابطه S استحکام نهایی و E مدول الاستیک هر المان برحسب مگاپاسکال می‌باشد. سپس مقادیر فاکتور خطر مربوط به تمامی المان‌ها به صورت نزولی مرتب می‌گردند؛ در واقع المان‌هایی که دارای بیشترین فاکتور خطر هستند به عنوان المان‌های بحرانی در نظر گرفته می‌شوند و می‌توان گفت این المان‌ها محل شروع و بروز شکست می‌باشند. با افزایش درصد المان‌های بحرانی می‌توان توسعه الگوی شکست و مسیر رشد آسیب را مشاهده نمود.

این روش تجزیه و تحلیل استحکام مطابق با روش تثبیت‌شده پیشنهادی توسط میرزائی و همکاران برای مدل‌های حاصل از تصاویر برش‌نگاری کمی رایانه‌ای انجام شد. با این تفاوت که این بار تحلیل المان محدود روی مدل استخوانی ایجادشده بر اساس تصاویر جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس صورت گرفت. به نظر می‌رسد

دو مدل با اندازه المان‌های مختلف، نشان داده شد که تفاوت نتایج پیش‌بینی‌ها کمتر از ۰/۲ درصد بوده است [۱۰]. بنابراین در این تحقیق نیز تمامی تحلیل‌های المان محدود با اندازه المان برابر با اندازه وکسل‌ها یعنی $1 \times 1 \times 1$ میلی‌متر مکعب ادامه یافت.

در این پژوهش حل خطی المان محدود مدل استخوانی بر اساس معیار فاکتور خطر^۱ هر المان بنا شده است که از آن برای پیش‌بینی الگوی شکست استفاده می‌گردد. بدین ترتیب فاکتور خطر در هر المان مطابق رابطه ۸ به صورت نسبت چگالی انرژی کرنشی المان به انرژی کرنشی نهایی آن المان تعریف می‌گردد.

$$RF = \frac{StrainEnergyDensity}{YieldStrainEnergy} \quad \text{رابطه ۸}$$

همچنین برای محاسبه انرژی کرنشی نهایی از استحکام نهایی هر المان مطابق رابطه ۹ استفاده می‌گردد.

1 Risk Factor (RF)

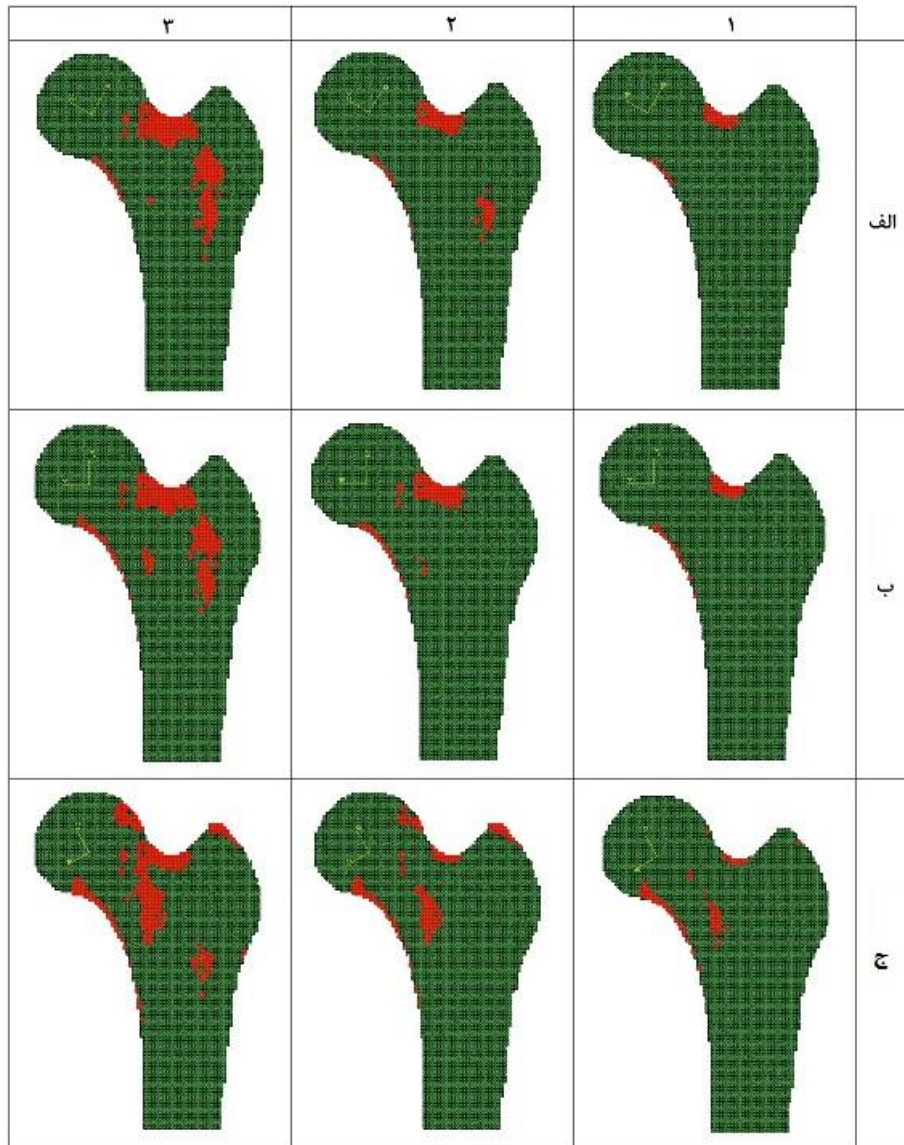


Fig. 7. Comparison of the development of the fracture pattern along 3 different orientations for specimen 1 a). $\alpha=-30, \beta=0$ b). $\alpha=0, \beta=0$ c). $\alpha=30, \beta=0$

شکل ۷: مقایسه توسعه الگوی شکست استخوان ران تحت جهات مختلف بارگذاری الف) $\alpha = -30$ و $\beta = 0$ ب) $\alpha = 0$ و $\beta = 0$ ج) $\alpha = 30$ و $\beta = 0$

ایستاده و تحت شرایط غیرهمگن می‌باشد. در این تحقیق الگوی شکست پیش‌بینی شده دو مدل مختلف چهار ناحیه‌ای و پیکسل به پیکسل برای بارگذاری‌های مختلف تمامی نمونه‌ها مورد مقایسه قرار گرفت و الگوی شکست برای درصد‌های مختلف بیشینه فاکتور خطر تحت جهات مختلف بارگذاری مورد ارزیابی قرار گرفت.

همان‌طور که در شکل ۶ نشان داده شده‌است، با تغییر رفتار مکانیکی مدل استخوانی از چهار خواص مواد به توزیع غیر همگن پیکسل به پیکسل خواص مواد، تغییر قابل‌ملاحظه‌ای در الگوی

از آن جایی که مفهوم انرژی کرنشی به صورت همزمان بیانگری از تانسورهای تنش و کرنش است، بنابراین می‌تواند بیانگر مناسبی نیز برای خطر شکستگی باشد [۱۰].

۳- یافته‌ها و بحث

هدف اصلی از این مطالعه، بررسی توانایی مدل‌های المان محدود بر اساس تصاویر جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس جهت پیش‌بینی موقعیت شکست استخوان ران تحت بارگذاری‌های مختلف در حالت

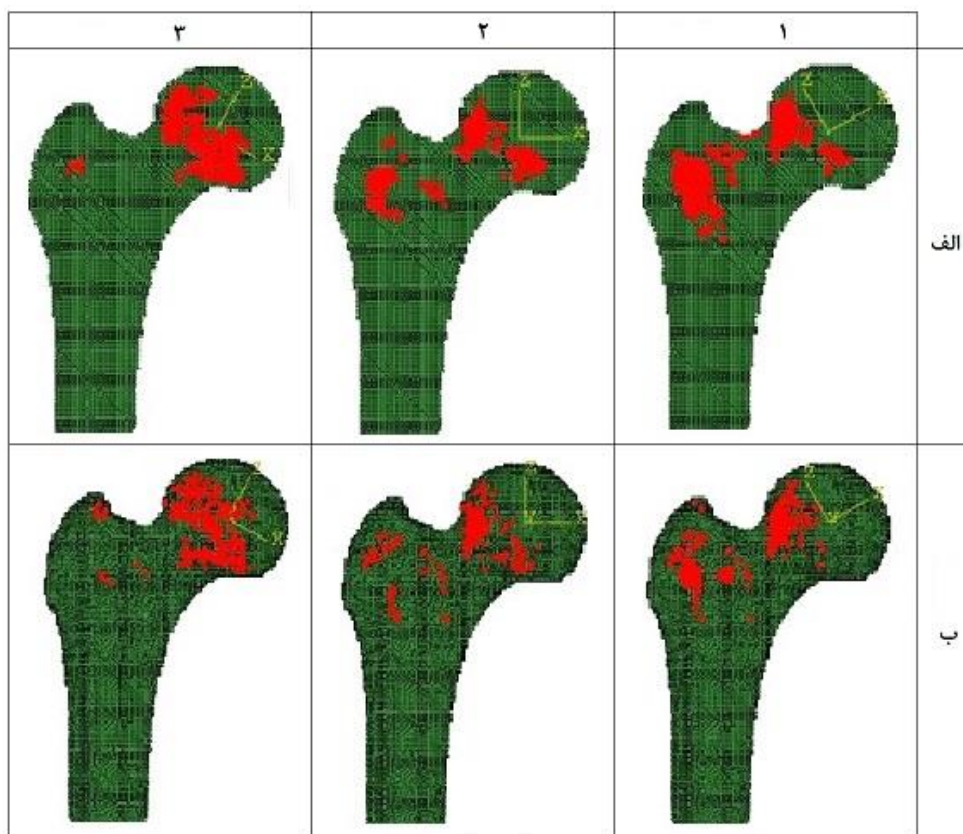


Fig. 8. Comparison of femoral fracture pattern along 3 different orientations a). DXA-based FEM b). QCT-based FEM

شکل ۸: مقایسه موقعیت شکست استخوان ران تحت جهات مختلف بارگذاری ۱ تا ۳ الف) مدل المان محدود مبتنی بر روش جذبسنجی دوگانه اشعه ایکس ب) مدل المان محدود مبتنی بر روش برشنگاری کمی رایانه‌ای

حاصل از تحلیل مدل المان محدود پیکسل به پیکسل در تمامی نمونه‌ها قابل مشاهده می‌باشد.

با مقایسه موقعیت شکست استخوان ران نمونه‌های مختلف مطابق شکل ۶ و نتایج حاصل از مطالعات گذشته، نشان داده می‌شود محل شکست تا حدودی مستقل از نمونه و وابسته به جهت بارگذاری می‌باشد. همچنین با توجه به شکل ۷، بارگذاری استخوان ران تحت جهات متفاوت در حالت ایستاده موجب انواع مختلفی از شکستگی در نواحی مختلف استخوان ران می‌شود. به طور مثال در حالتی که فرد در حال راه رفتن نرمال یا بالا رفتن از پله باشد، نیروی عکس العمل وارد بر سر استخوان ران به صورت مایل و با زاویه تقریباً ۳۰ درجه اعمال می‌گردد. در این حالت مطابق شکل ۷ (ج)، شکستگی از ناحیه زیرین گردن ران شروع می‌شود و تا ناحیه بالای گردن امتداد می‌یابد. اگر فرد در حال پایین آمدن از پله یا راه رفتن آرام و یا در ابتدای فاز راه رفتن باشد، معمولاً نیروی وارده به سر استخوان ران به

شکستگی پیش‌بینی شده قابل مشاهده می‌باشد. به طور کلی با توجه به پیش‌بینی‌های صورت گرفته توسط مدل چهار ناحیه‌ای در شرایط بارگذاری مختلف، ناحیه گردن ران به عنوان ناحیه بحرانی شناخته می‌شود که شکستگی از آن ناحیه آغاز می‌گردد. در حالی که مدل پیکسل به پیکسل قادر به پیش‌بینی شکستگی‌های تروکانتری نیز می‌باشد. از آن جایی که در ناحیه تروکانتری اختلاف تراکم مواد معدنی استخوانی زیاد بوده و این موضوع در مدل چهار ناحیه‌ای با میانگین‌گیری قابل لحاظ نمی‌باشد، می‌توان گفت در این مدل پیش‌بینی موقعیت شکست و المان‌های بحرانی از دقت کمتری برخوردار است. به طور کلی با توجه به اینکه در ناحیه تروکانتری، استخوان تراکولار بیشتری وجود دارد، تراکم مواد معدنی کمتر است و این موضوع باعث تجمع تنش در سطح کمتری می‌شود که باعث افزایش فاکتور خطر شکست در این ناحیه و ایجاد شکستگی می‌شود. در نهایت با توجه به شکل ۶ دقت قابل‌توجهی در الگوی شکست

۴- نتیجه گیری

اگرچه تحلیل خطی المان محدود مبتنی بر روش تصویربرداری برش‌نگاری کمی رایانه‌ای می‌تواند الگو، بار شکست و استحکام استخوان را با دقت قابل قبولی پیش‌بینی کند، اما از آن جایی که مقدار اشعه مورد استفاده در روش جذب‌سنجی ناچیز است و دسترسی به آن زیاد است، می‌توان تحلیل خطی المان محدود مبتنی بر این روش را به عنوان جایگزینی مناسبی برای محاسبه خواص مکانیکی استخوان ران به صورت کلینیکی به منظور تشخیص پوکی استخوان، پیش‌بینی موقعیت شکست و پیگیری درمان معرفی کرد.

در مطالعه حال حاضر رفتار استخوان ران تحت بارگذاری با جهات مختلف با استفاده از مدل المان محدود پیکسل به پیکسل مبتنی بر جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس شبیه‌سازی گردیده‌است. با صحت‌سنجی روند پیش‌بینی شده شکست استخوان ران به روش جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس با استفاده از روش برش‌نگاری کمی رایانه‌ای می‌توان گفت فاکتور خطر حاصل از تحلیل المان محدود مبتنی بر جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس پیش‌بینی‌کننده بهتری نسبت به مقدار تراکم مواد معدنی به تنهایی می‌باشد و می‌تواند ارزیابی خطر شکست استخوان ران را به صورت کلینیکی بهبود بخشد، چرا که در این روش در کنار توزیع تراکم مواد معدنی استخوانی از هندسه استخوانی و شرایط بارگذاری نیز بهره گرفته است. همچنین با توجه به غیر همگن بودن ماده استخوانی بهره گرفتن از نقشه تراکم مواد معدنی پیکسل به پیکسل برای این هندسه می‌تواند توانایی پیش‌بینی‌های موقعیت شکستگی را تا حد قابل قبولی بهبود بخشد. در تحقیقات آینده می‌توان از این روش جهت تحلیل استحکام استخوان ران و پیش‌بینی بار شکست نیز استفاده کرد.

فهرست علائم

علائم انگلیسی

ضخامت استخوان ران، cm	T
میانگین عرض مقطع گردن استخوان ران، cm	D
مدول الاستیک، MPa	E
استحکام، MPa	S
فاکتور خطر	RF
چگالی انرژی کرنشی، N.m	StrainEnergyDensity
انرژی کرنشی نهایی، N.m	YieldStrainEnergy

علائم یونانی

صورت کمتر از ۱۰ درجه اعمال می‌گردد. در این حالات مطابق شکل ۷ (الف) و ۷ (ب) معمولاً شکستگی در ناحیه بالایی گردن ران شروع و سپس در ناحیه نزدیک به تروکانتر بزرگ به سرعت رشد می‌کند. بنابراین با استفاده از روش المان محدود بر مبنای جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس، بدون نیاز به روش‌های مخرب مانند آزمون‌های تجربی و روش برش‌نگاری کمی رایانه‌ای با دوز تابش اشعه زیاد، می‌توان پیش‌بینی کرد که با تغییر جهت بارگذاری در صفحه کروئال، موقعیت شروع شکست و مسیر رشد آن چگونه تغییر خواهد کرد.

برای اطمینان از صحت نتایج به دست آمده از مدل جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس، مقایسه‌ای مابین الگوی شکست حاصل شده به این روش و الگوی شکست مدل حاصل از برش‌نگاری کمی رایانه‌ای انجام شده‌است. لازم به یادآوری است که در تحقیقات گذشته صحت و مطابقت نتایج تحلیل‌های المان محدود بر مبنای مدل برش‌نگاری کمی رایانه‌ای با نتایج تجربی بررسی شده‌است؛ به گونه‌ای که نتایج تحلیل عددی مبتنی بر برش‌نگاری کمی رایانه‌ای و نتایج آزمون‌های تجربی نشان‌دهنده شبیه‌سازی موفق شکست استخوان ران تحت بارگذاری‌های مختلف بوده است [۱۰]. با توجه به شکل ۸ و با مقایسه پیش‌بینی‌های الگوی شکست استخوان ران در مدل پیکسل به پیکسل جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس با مدل سه بعدی برش‌نگاری کمی رایانه‌ای در جهات مختلف بارگذاری در صفحه کروئال ($\beta = 0$) مطابقت خوبی قابل مشاهده می‌باشد. از آن جایی که تصاویر حاصل از جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس و نقشه تراکم مواد معدنی مستخرج از صفحه کروئال می‌باشند، بنابراین این مطابقت در این جهت بارگذاری قابل قبول می‌باشد.

با توجه به نتایج پیش‌بینی‌های صورت گرفته، معیار چگالی انرژی کرنشی می‌تواند علاوه بر مدل‌های سه بعدی حاصل از برش‌نگاری کمی رایانه‌ای در مدل‌های دو و نیم بعدی حاصل از جذب‌سنجی دوگانه اشعه ایکس نیز تا حدودی برای تشخیص شکستگی استخوان ران و ارزیابی الگوی شکستگی مورد استفاده قرار گیرد. این در حالی است که این روش با ارائه نقشه‌ای مناسب و واقع‌بینانه از موقعیت پیکسل‌های وقوع شکستگی، تنها درصد کمی از دوز تابش اشعه ایکس را به بیمار منتقل می‌کند و به طور گسترده‌تری می‌توان از آن برای ارزیابی بالینی شکست استخوان ران در کلینیک‌ها استفاده نمود.

- femurs under various loading orientations, *Medical & biological engineering & computing*, -477 (2015) (6)53 486.
- [10] M. Mirzaei, M. Keshavarzian, V. Naeini, Analysis of strength and failure pattern of human proximal femur using quantitative computed tomography (QCT)-based finite element method, *Bone*, 114-108 (2014) 64.
- [11] M. Mirzaei, S. Samiezadeh, A. Khodadadi, M.R. Ghazavi, Finite element prediction and experimental verification of the failure pattern of proximal femur using quantitative computed tomography images, in: *Proceedings of the International Conference on Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2012, pp. 117-111.
- [12] J.F. Griffith, H.K. Genant, Bone mass and architecture determination: state of the art, *Best Practice & Research Clinical Endocrinology & Metabolism*, -737 (2008) (5)22 764.
- [13] A. Bettamer, A. Almhdie-Imjabber, R. Hambli, S. Allaoui, M. Mahmud, R. Jennane, The use of dual-energy X-ray absorptiometry images to evaluate the risk of bone fracture, in: *2015 International Conference on Image Processing Theory, Tools and Applications (IPTA)*, IEEE, 2015, pp. 322-319.
- [14] E. Dall'Ara, B. Luisier, R. Schmidt, M. Pretterklieber, F. Kainberger, P. Zysset, D. Pahr, DXA predictions of human femoral mechanical properties depend on the load configuration, *Medical Engineering and Physics*, (11)35 1572-1564 (2013).
- [15] L. Yang, N. Parimi, E. Orwoll, D. Black, J. Schousboe, R. Eastell, O.F.i.M.S.R. Group, Association of incident hip fracture with the estimated femoral strength by finite element analysis of DXA scans in the Osteoporotic Fractures in Men (MrOS) study, *Osteoporosis International*, 651-643 (2018) (3)29.
- [16] K.E. Naylor, E.V. McCloskey, R. Eastell, L. Yang, Use of DXA-based finite element analysis of the proximal femur in a longitudinal study of hip fracture, *Journal of Bone and Mineral Research*, 1021-1014 (2013) (5)28.
- [17] M. Nasiri, Y. Luo, Study of sex differences in the association between hip fracture risk and body parameters

چگالی، g/cm^3	ρ
عدد پی	π
زاویه نیرو نسبت به صفحه ساجیتال، درجه	α
زاویه نیرو نسبت به صفحه کرونال، درجه	β
	زیرنویس
خاکستر	<i>Ash</i>
ظاهری	<i>App</i>
سطحی	<i>A</i>

منابع و مراجع

- [1] J.A. Kanis, P. Delmas, P. Burckhardt, C. Cooper, D.o. Torgerson, Guidelines for diagnosis and management of osteoporosis, *Osteoporosis International*, 406-390 (1997) (4)7.
- [2] J.A. Kanis, D. Hans, C. Cooper, S. Baim, J.P. Bilezikian, N. Binkley, J.A. Cauley, J.E. Compston, B. Dawson-Hughes, G.E.-H. Fuleihan, Interpretation and use of FRAX in clinical practice, *Osteoporosis international*, (2011) (9)22 2395.
- [3] J.A. Kanis, E.V. McCloskey, H. Johansson, C. Cooper, R. Rizzoli, J.-Y. Reginster, European guidance for the diagnosis and management of osteoporosis in postmenopausal women, *Osteoporosis international*, 57-23 (2013) (1)24.
- [4] A. Cranney, S.A. Jamal, J.F. Tsang, R.G. Josse, W.D. Leslie, Low bone mineral density and fracture burden in postmenopausal women, *Cmaj*, 580-575 (2007) (6)177.
- [5] M.R. McClung, The relationship between bone mineral density and fracture risk, *Current osteoporosis reports*, 63-57 (2005) (2)3.
- [6] C.A. Cefalu, Is bone mineral density predictive of fracture risk reduction?, *Current medical research and opinion*, 349-341 (2004) (3)20.
- [7] A. Unnanuntana, B.P. Gladnick, E. Donnelly, J.M. Lane, The assessment of fracture risk, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume.*, 743 (2010) (3)92.
- [8] D.D. Cody, G.J. Gross, F.J. Hou, H.J. Spencer, S.A. Goldstein, D.P. Fyhrie, Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA, *Journal of biomechanics*, 1020-1013 (1999) (10)32.
- [9] M. Mirzaei, M. Keshavarzian, F. Alavi, P. Amiri, S. Samiezadeh, QCT-based failure analysis of proximal

- Medical engineering & physics, 173-165 (2001) (3)23.
- [24] G.M. Blake, D.B. McKeeney, S.C. Chhaya, P.J. Ryan, I. Fogelman, Dual energy x-ray absorptiometry: The effects of beam hardening on bone density measurements, *Medical physics*, 465-459 (1992) (2)19.
- [25] A.M. Baker, D.W. Wagner, B.J. Kiratli, G.S. Beaupre, Pixel-Based DXA-Derived Structural Properties Strongly Correlate with pQCT Measures at the One-Third Distal Femur Site, *Annals of biomedical engineering*, (5)45 1254-1247 (2017).
- [26] X.N. Dong, R. Pinninti, T. Lowe, P. Cussen, J.E. Ballard, D. Di Paolo, M. Shirvaikar, Random field assessment of inhomogeneous bone mineral density from DXA scans can enhance the differentiation between postmenopausal women with and without hip fractures, *Journal of biomechanics*, 1051-1043 (2015) (6)48.
- [27] J.H. Keyak, Y. Falkinstein, Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load, *Medical engineering & physics*, 787-781 (2003) (9)25.
- [28] Y. Luo, Empirical functions for conversion of femur areal and volumetric bone mineral density, *Journal of Medical and Biological Engineering*, 293-287 (2019) (3)39.
- [29] M. Mirzaei, F. Alavi, F. Allaveisi, V. Naeini, P. Amiri, Linear and nonlinear analyses of femoral fractures: Computational/experimental study, *Journal of biomechanics*, 163-155 (2018) 79.
- by DXA-based biomechanical modeling, *Bone*, (2016) 90 98-90.
- [18] E. Dall'Ara, R. Eastell, M. Viceconti, D. Pahr, L. Yang, Experimental validation of DXA-based finite element models for prediction of femoral strength, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, (2016) 63 25-17.
- [19] Y. Luo, S. Ahmed, W.D. Leslie, Automation of a DXA-based finite element tool for clinical assessment of hip fracture risk, *Computer methods and programs in biomedicine*, 83-75 (2018) 155.
- [20] S. Yang, W. Leslie, Y. Luo, A. Goertzen, S. Ahmed, L. Ward, I. Delubac, L. Lix, Automated DXA-based finite element analysis for hip fracture risk stratification: a cross-sectional study, *Osteoporosis International*, (2018) (1)29 200-191.
- [21] S. Yang, Y. Luo, L. Yang, E. Dall'Ara, R. Eastell, A.L. Goertzen, E.V. McCloskey, W.D. Leslie, L.M. Lix, Comparison of femoral strength and fracture risk index derived from DXA-based finite element analysis for stratifying hip fracture risk: A cross-sectional study, *Bone*, 391-386 (2018) 110.
- [22] Y. Luo, H. Yang, Assessment of hip fracture risk by cross-sectional strain-energy derived from image-based beam model, *Clinical Biomechanics*, 53-48 (2019) 63.
- [23] J.H. Keyak, Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models,

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

Z. Mohammadi, F. Alavi, Prediction of femoral fracture pattern using finite element analysis of dual-energy X-ray absorptiometry-based model. *AmirKabir J. Mech Eng.*, 53(special issue 2) (2021) 1223-1236.

DOI: [10.22060/mej.2019.16816.6450](https://doi.org/10.22060/mej.2019.16816.6450)

