Amirkabir Journal of Mechanical Engineering

Amirkabir J. Mech. Eng., 53(8) (2021) 1083-1086
DOI: 10.22060/mej.2021.17632.6632

The Prediction of Femoral Fracture Location Using Extended Finite Element Method

R. Shahbad, F. Alavi*, M. Mirzaei

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

ABSTRACT: The advances in the extended finite element method enable the prediction of crack initiation and propagation without prior knowledge about the crack pattern. In this regard, the purpose of this study was to investigate human femoral fracture location using voxel-based finite element simulation. The simulation was developed in terms of an anisotropic failure mechanism coupled to the extended finite element method to describe the femoral progressive fracture pattern in specimen-specific models. An anisotropic failure mechanism (4 damage criteria) was developed based on the combination of Hashin failure criteria and maximum principal stress criterion to capture femur fracture behavior dependency on femur anisotropy and heterogeneity. Three specimen-specific femur FE models were constructed based on CT-scan images under a particular loading condition. The load was applied to the head of the femur at an angle of -15 degrees relative to the sagittal and coronal planes. To demonstrate the potential of the current approach, a one-to-one comparison of predicted extended finite element method fracture pattern and experimental results were performed. An acceptable agreement was obtained between the predicted and observed fracture patterns suggesting that the proposed failure mechanism in the extended finite element method is capable to simulate femoral fracture type and progressive crack propagation. The presented results indicated that the crack on-set location and subsequent crack trajectories can be correctly captured using the proposed anisotropic failure mechanism in the extended finite element method.

Review History:

Received: Dec. 30, 2019
Revised: May. 13, 2020
Accepted: Aug. 31, 2020
Available Online: Jul. 19, 2021

Keywords:

Bone fracture
Finite element method
Anisotropic damage criteria
Fracture mechanics
Orthopedic biomechanics

1. INTRODUCTION.

The femur bone plays a significant role in bearing human weight and maintaining human balance during daily physical activities. Hence, femur fracture would lead to several disabilities and mortalities [1]. Several experimental studies have been conducted to assess the femur fracture risk and its pattern. The experimental methodologies' high cost raised a need for a non-invasive and low-cost method. Among the suggested methods, the Quantitative Computed Tomography (QCT)-based finite element method was a great tool helping researchers simulate bones complex geometries containing bone mechanical properties in detail. The good agreement between this computational method and experimental results makes it a reliable tool for assessing bone injuries [2-4].

Among the common Finite Element (FE) methods, the Extended Finite Element Method (XFEM) is the most efficient computational approach for handling complex discontinuities. Although the Cohesive Zone Method (CZM) needs a predefined fracture pattern, XFEM is able to anticipate crack initiation and growth along an arbitrary path without remeshing. The notable differences between XFEM and CZM have encouraged many researchers to implement XFEM in different fields of study during the last years. In biomechanics cases, several three-dimensional FE analyses based on XFEM have been conducted to investigate bone fracture behavior [5, 6].

Despite the bone heterogeneous and anisotropic material properties, most of the recent studies used simple isotropic failure criteria such as von mises or maximum principal stress to predict bone fracture behavior. [7, 8]. The incapacity of conventional failure criteria in considering the anisotropy behavior of cortical bone makes clear the need for implementing fracture criteria that take these aspects into account.

In this study, the simulation was developed in terms of an anisotropic failure mechanism coupled to the XFEM to describe the femoral progressive fracture pattern in specimen-specific models.

2. METHODOLOGY

Three human femur specimens were used in this study. The raw images of the femur specimens obtained from QCT scanning (DICOM format) were converted into binary format. A homemade MATLAB code implementing an image processing toolbox was used to separate bone hard tissues from the surrounding. A complimentary homemade MATLAB

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

Copyrights for this article are retained by the author(s) with publishing rights granted to Amirkabir University Press. The content of this article is subject to the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY-NC 4.0) License. For more information, please visit https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.

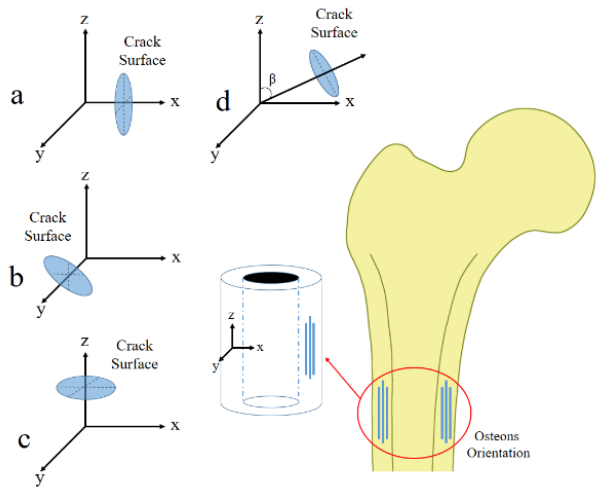


Fig. 1. Osteon orientations and crack path for each failure criterion

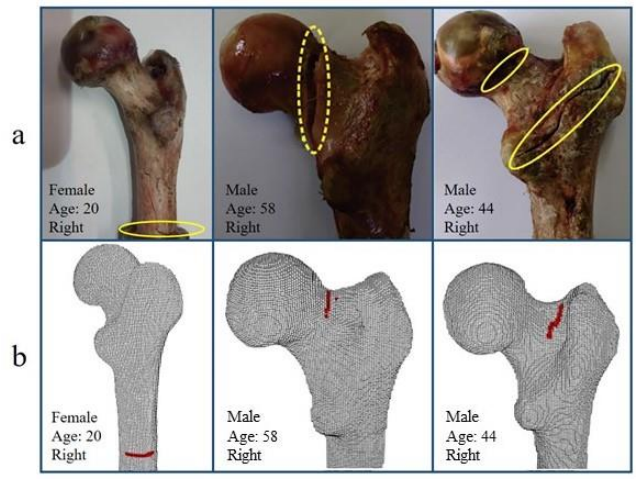


Fig. 2. comparison of the experimental and FE results (fracture pattern predictions) (a) experimental [9]. (b) XFEM

code was used to build the FE models by conversion of each voxel into an 8-noded brick element. Eventually, the code prepares an input file (node and element file) which is compatible with the format of the ABAQUS software.

A failure mechanism including 4 separate failure criteria was implemented. The number 1, 2, and 3 criteria were related to bone main directions in local x, y, and z directions respectively. A material orientation is assigned to femur cortical and to represent the osteon direction in local z. The remaining local x and local y represent the directions perpendicular to the osteon's directions in the femur bone. In order to establish a relationship between the bone failure properties and local x, y, and z directions, criteria number 1, 2, and 3 have been developed based on the Hashin damage theory which is usually used for fiber-reinforced composites [9]. The crack path may not fully follow the main directions and may grow in a path off the main bone directions. Hence the criterion number 4 is based on maximum principal stress to capture this likely failure behavior. The failure mechanism can be expressed as Eq. (1).

$$
\begin{aligned}
&(FailureCriterion)_1 : \sqrt{\left(\frac{\sigma_{11}}{\sigma_{xx}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{12}}{\sigma_{xy}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{13}}{\sigma_{xz}}\right)^2} \\
&(FailureCriterion)_2 : \sqrt{\left(\frac{\sigma_{22}}{\sigma_{yy}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{21}}{\sigma_{yx}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{23}}{\sigma_{yz}}\right)^2} \\
&(FailureCriterion)_3 : \sqrt{\left(\frac{\sigma_{33}}{\sigma_{zz}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{31}}{\sigma_{zx}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{32}}{\sigma_{zy}}\right)^2} \\
&(FailureCriterion)_4 : \frac{\sigma_{\max ps}}{\sqrt{\sigma_{zz}^2 \cos^2\beta + \sigma_{xx}^2 \sin^2\beta}}
\end{aligned}
\tag{1}
$$

As shown in Fig. 1 for each failure damage criterion a separate crack propagation direction perpendicular to the failure criterion direction has been considered. Once each of the damage failure criteria reaches the value of 1, the crack will initiate for that criterion and tend to propagate in the associated direction.

3. RESULTS AND DISCUSSION

Fig. 2 (a) depicts the fracture pattern of three femur specimens for (α=-15 and β=-15) loading orientation which was obtained experimentally by Mirzaei et al. [10]. Three different fracture patterns (basicervical, subcapital, and subtrochantric) occurred in three specimens in a particular loading condition. Fig. 2(b) shows the results of QCT-based femur fracture simulations in this study. In all three specimens, the fracture initiation location and subsequent path predicted by anisotropic damage criteria matched closely with experimental tests. The numerical models and experiments show good agreement in the fracture initiation location and path.

Our damage criteria were able to predict the crack initiation location and subsequent trajectory in good agreement with experimental results.

As observed in Fig. 2(b)., the complete fracture path was not simulated during XFEM analyses. XFEM analyses of QCT-based models confronted some convergence problems which prevented the crack propagate all the way through the bone. The convergence problems were in the result of some computational challenges due to complex bone 3D geometries and it was also reported in previous studies [21, 23]. Some numerical control parameters were modified to make the crack propagate further (e.g. decreasing the minimums step size and increasing the number of iteration), but it was still problematic.

4. CONCLUSIONS

In this study, three different forms of femoral fracture patterns were simulated using anisotropic failure mechanics in combination with XFEM. The predicted fracture patterns and transition in crack trajectory as a function of osteons' direction were in good agreement with experimental results. The approach used in this study was not only limited to the cortical bone fracture pattern but rather was able to predict fracture patterns in trabecular bone.

Various forms of femoral fracture were observed under particular loading conditions. Hence, it can be concluded that although the general fracture behavior of femurs can be specified by the loading orientation and boundary condition, the specific femoral fracture pattern is affected by microstructural characteristics, densitometric heterogeneity, and geometry. The implemented failure mechanism was able to capture these parameters' effects in fracture patterns.

REFERENCES

[1] O. Johnell, J. Kanis, An estimate of the worldwide prevalence and disability associated with osteoporotic fractures, Osteoporosis international, 17(12) (2006) 1726-1733.

[2] J.H. Keyak, Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models, Medical engineering & physics, 23(3) (2001) 165-173.

[3] M. Bessho, I. Ohnishi, J. Matsuyama, T. Matsumoto, K. Imai, K. Nakamura, Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method, Journal of biomechanics, 40(8) (2007) 1745-1753.

[4] J.E. Koivumäki, J. Thevenot, P. Pulkkinen, V. Kuhn, T.M. Link, F. Eckstein, T. Jämsä, Ct-based finite element models can be used to estimate experimentally measured failure loads in the proximal femur, Bone, 50(4) (2012) 824-829.

[5] A. Idkaidek, I. Jasiuk, Cortical bone fracture analysis using XFEM–case study, International journal for numerical methods in biomedical engineering, 33(4) (2017) e2809.

[6] M. Marco, E. Giner, R. Larraínzar-Garijo, J.R. Caeiro, M.H. Miguélez, Modelling of femur fracture using finite element procedures, Engineering Fracture Mechanics, 196 (2018) 157-167.

[7] A.A. Ali, L. Cristofolini, E. Schileo, H. Hu, F. Taddei, R.H. Kim, P.J. Rullkoetter, P.J. Laz, Specimen-specific modeling of hip fracture pattern and repair, Journal of Biomechanics, 47(2) (2014) 536-543.

[8] J.H. Keyak, S.A. Rossi, Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress-and strain-based failure theories, Journal of biomechanics, 33(2) (2000) 209-214.

[9] Z. Hashin, Failure criteria for unidirectional fiber composites, (1980).

[10] M. Mirzaei, F. Alavi, F. Allaveisi, V. Naeini, P. Amiri, Linear and nonlinear analyses of femoral fractures: Computational/experimental study, Journal of biomechanics, 79 (2018) 155-163.

HOW TO CITE THIS ARTICLE

R. Shahbad, F. Alavi, M. Mirzaei, The Prediction of Femoral Fracture Location Using Extended Finite Element Method , Amirkabir J. Mech Eng., 53(8) (2021) 1083-1086.

DOI: 10.22060/mej.2021.17632.6632

This page intentionally left blank

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر، دوره ۵۳ شماره ۸، سال ۱۴۰۰، صفحات ۴۵۹۵ تا ۴۶۰۸
DOI: 10.22060/mej.2021.17632.6632

پیش‌بینی محل شکست استخوان ران انسان با استفاده از روش المان محدود توسعه‌یافته

رامین شاه‌باد، فاطمه السادات علوی*، مجید میرزائی

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

خلاصه: پیشرفت‌های صورت گرفته در روش المان محدود توسعه‌یافته امکان پیش‌بینی مسیر شکست را بدون دانش قبلی در مورد آن فراهم آورده است. در همین راستا، هدف این پژوهش پیش‌بینی محل شکست استخوان ران انسان با استفاده از روش المان‌محدود بر مبنای وکسل است. در این پژوهش با استفاده از روش المان محدود توسعه‌یافته به همراه مکانیزم آسیب غیر ایزوتروپیک، به بررسی چگونگی شکست استخوان ران برای ۳ نمونه‌ی انسانی پرداخته می‌شود. مکانیزم آسیب غیرایزوتروپیک متشکل از ۴ معیار شکست به صورت ترکیبی از معیارهای هاشین و تنش بیشینه اصلی است. این مکانیزم آسیب با هدف در نظر گرفتن خواص ناهمگن و غیرایزوتروپیک استخوان توسعه داده‌شده است. مدل‌هایی از سه استخوان ران با استفاده از روش برش‌نگاری کمی ساخته‌شده و تحت بارگذاری مشخصی قرار گرفته‌اند. نیروی فشاری مورد نظر با زوایای ۱۵- درجه نسبت به صفحات کرونال و سجیتال به سر استخوان ران وارد شده است. مسیرهای شکست متفاوتی برای استخوان شبیه‌سازی شدند. برای بررسی میزان دقت و توانایی این روش در شبیه‌سازی رشد ترک یک مقایسه یک‌به‌یک میان نتایج مدل‌سازی عددی و نتایج تست‌های مکانیکی انجام‌گرفته است. تناظر قابل قبولی در مورد ناحیه‌ی شروع ترک و مسیر رشد ترک، میان مدل‌سازی عددی و نتایج آزمایشگاهی دیده شد که بیانگر توانایی این روش در شبیه‌سازی رشد ترک است.

تاریخچه داوری:
دریافت: ۱۳۹۸/۱۰/۰۹
بازنگری: ۱۳۹۸/۰۲/۲۴
پذیرش: ۱۳۹۹/۰۶/۱۰
ارائه آنلاین: ۱۴۰۰/۰۴/۲۸

کلمات کلیدی:
شکست استخوان
المان محدود توسعه‌یافته
معیار آسیب غیرایزوتروپیک
المان محدود غیرخطی
مکانیک شکست

۱- مقدمه

شکست استخوان ران[1] یکی از مهم‌ترین آسیب‌های دستگاه اسکلتی عضلانی است که منجر به ناتوانی‌های شدید فیزیکی در افراد می‌شود. این ناتوانی‌های فیزیکی منجر به مشکلاتی در انجام فعالیت‌های روزانه و احساس درد شدید در افراد می‌شود. همچنین در برخی موارد با بروز مشکلاتی همچون عفونت نهایتاً منجر به مرگ افراد می‌شود [۱]. آمارها نشان می‌دهند که تعداد شکستگی‌های استخوان ران در سال ۱۹۹۰ میلادی در حدود ۱/۳ میلیون شکست در گستره‌ی جهانی بوده است و پیش‌بینی می‌شود این تعداد در سال ۲۰۵۰ میلادی به رقمی مابین ۷ تا ۲۱ میلیون برسد. از این رو بررسی این نوع شکستگی‌ها و عوامل تأثیرگذار در این شکستگی‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است [۲].

در طول سالیان متمادی روش‌های گوناگونی برای بررسی شکستگی استخوان ران مورد بررسی قرار گرفته‌اند. روش‌های آزمایشگاهی یکی از روش‌های مورد استفاده بوده است. هزینه‌ی بالا و زمان‌بر بودن این روش‌ها موجب شده است تا محققان به دنبال روش‌های نوین‌تر و کم‌هزینه‌تر برای بررسی شکستگی‌های استخوان ران باشند. در میان تمامی روش‌های مورد بررسی، روش عددی المان محدود بر مبنای تصاویر برش‌نگاری کمی کامپیوتری[2] ابزاری بسیار خوب برای شبیه‌سازی هندسه‌ی پیچیده‌ی استخوان و به دست آوردن خواص استخوان به حساب می‌آید. همچنین تناظر خوب میان این

1 Femur

2 QCT-based finite element method

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

حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode دیدن فرمائید.

روش‌های عددی و روش‌های آزمایشگاهی موجب شده است که این روش به عنوان روشی قابل اطمینان برای ارزیابی آسیب‌های استخوان مورد استفاده قرار بگیرد [۷-۳].

در سال‌های اخیر تعداد زیادی از محققان با استفاده از روش المان محدود خطی، مدل‌های ۳ بعدی از نمونه‌های استخوانی را مورد بررسی قرار داده‌اند. این مطالعات به منظور بررسی آسیب‌های استخوان ران و یافتن نواحی دارای بیشترین احتمال آسیب تحت بارگذاری‌های متفاوت صورت گرفته است. آن‌ها نشان دادند که بسته به نوع بارگذاری و خواص مکانیکی استخوان، امکان وقوع آسیب‌های استخوان در نواحی مختلف استخوان وجود دارد [۱۱-۸].

نتایج حاصل از روش المان محدود خطی در مقایسه با نتایج روش‌های آزمایشگاهی از صحت و اعتبار کافی برخوردار هستند. اما فارغ از اعتبار نتایج المان محدود خطی، این روش تنها محدود به محاسبه‌ی استحکام کلی استخوان در مقابل شکست و مناطق محتمل شکست می‌باشد و پیش‌بینی مسیر شکست نیاز به انجام محاسبات پیچیده‌تر و جامع‌تری دارد. برای پیش‌بینی مسیر دقیق شکست در استخوان ران لازم است تا از روش المان محدود غیرخطی استفاده شود. در این مطالعه به منظور رسیدن به هدف موردنظر که پیش‌بینی مسیر شکست در استخوان ران است، از المان محدود غیرخطی[1] استفاده شده است.

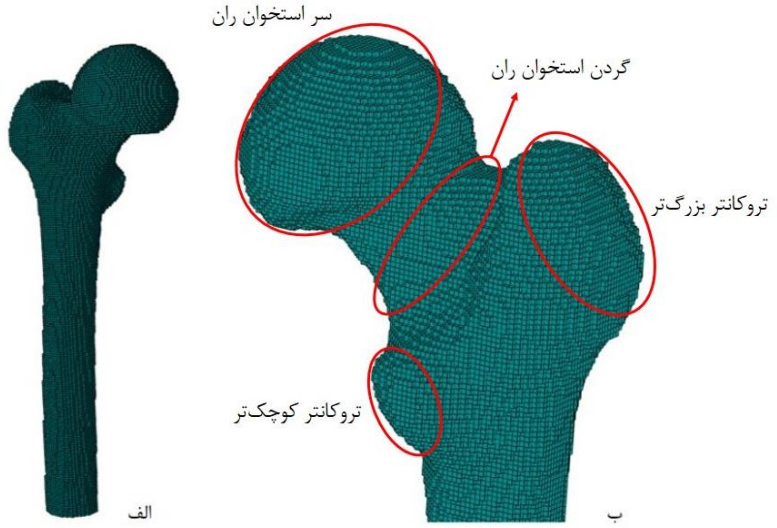
در سالیان گذشته محققان به منظور بررسی نقاط شروع شکست و همچنین مسیر دقیق شکست در استخوان را از روش‌های مختلف المان‌محدود غیرخطی استفاده کرده‌اند. فریک[2] و مک‌گری[3] [۱۲] از روش حذف المان برای به دست آوردن مقادیر نیروی شکست و مسیر شکست در استخوان متراکم در هنگام بیرون آوردن پیچ استفاده کردند. همبلی[4] و همکاران [۱۳] برای به دست آوردن مسیر شکست در استخوان ران، مدل‌های دو بعدی کرنش صفحه‌ای از استخوان ران را ایجاد کردند و با استفاده از قوانین آسیب شبه-ترد[5] محل شروع آسیب و مسیر پیشروی آن را پیش‌بینی کردند. میرزائی و همکاران [۱۴] نیز با استفاده از روش المان‌های ناحیه چسبنده[6] مسیر شکست استخوان ران در نمونه‌های انسانی را به دست آوردند.

در میان تمامی روش‌های المان محدود غیرخطی، روش المان محدود توسعه‌یافته یکی از پرکاربردترین و بهترین روش‌های مدلسازی ناپیوستگی‌ها در مسائل مختلف می‌باشد. این روش به طور خاص برای رشد ترک در مدل‌های پیوسته و در جهت رفع معایب روش‌های دیگر توسعه داده شده است. از این رو این روش بهترین روش شبیه‌سازی هرگونه عدم‌پیوستگی در مدل است. برخلاف روش حذف المان که شبیه‌سازی رشد ترک با حذف المان‌ها انجام می‌شود در این روش به علت استفاده از توابع غنی‌سازی رفتار المان به گونه‌ای است که وجود ترک در داخل المان را شبیه‌سازی می‌کند. در این روش عدم جدایش فیزیکی المان و جدایش فیزیکی هردو امکان‌پذیر است. همچنین علی‌رغم روش المان‌های چسبنده که در آن برای مدلسازی رشد ترک، مسیر رشد ترک باید از قبل مشخص باشد، روش المان محدود توسعه یافته قابلیت پیش‌بینی منطقه اولیه شروع آسیب و همچنین پیش‌بینی مسیر رشد ترک در یک مسیر اختیاری و بدون هیچ دانش قبلی در مورد آن را دارد. این روش، روشی توسعه یافته بر مبنای المان محدود کلاسیک است که در آن با غنی کردن ناحیه‌ی حل مساله، توانایی حل معادلات دیفرانسیل در ناحیه ناپیوسته (ترک) وجود دارد.

فرآیند کامل شبیه‌سازی آسیب در روش المان محدود توسعه یافته شامل دو مرحله است. مرحله شروع آسیب و پیشرفت آسیب. در مرحله‌ی اول و با رسیدن مقدار معیار آسیب به عدد ۱، ترک در المان ایجاد می‌شود و پس از آن و در مرحله‌ی دوم و با رسیدن مقدار انرژی المان و یا جابه‌جایی المان به مقدار بحرانی، المان آسیب دیده به دو قسمت مجزا تقسیم می‌شود. پس از دو تکه شدن المان، قسمت‌های جدا شده المان توانایی حرکت مستقل از یک‌دیگر را دارند.

این تفاوت مهم در میان روش‌های المان محدود توسعه‌یافته و روش المان‌های ناحیه چسبنده، محققان زیادی را به استفاده از این روش در حوزه‌های مختلف تشویق کرده است. در مبحث بیومکانیک نیز چندین محقق با استفاده از مدل‌های سه بعدی المان محدود و روش المان محدود توسعه‌یافته به بررسی مسیر شکست در استخوان پرداخته‌اند [۱۷-۱۵]. هر چند این پژوهش‌ها دارای محدویت‌های نظیر عدم در نظر گیری خواص غیرهمگن و غیرایزوتروپیک استخوان بوده‌اند. آزمایش‌ها و تحقیقات قبلی نشان داده‌اند که می‌توان

1 Extended finite element
2 Feerick
3 McGarry
4 Hambli
5 Quasi-brittle damage law
6 Cohesive zone elements



شکل ۱. مدل المان محدود بر مبنای وکسل. الف) مدل المان محدود نمونه شماره ۱ ب) مش‌بندی نمونه شماره ۱

Fig. 1. Voxel-based finite element model. a) Finite element model of specimen number 1 b) Mesh model of specimen number 1

جدول ۱. مشخصات نمونه‌های استفاده شده در پژوهش

Table 1. Overview of the characteristics of the specimens (sex, age and side)

شماره نمونه	سن	جنیست	چپ / راست
۱	۲۰	زن	راست
۲	۵۸	مرد	راست
۳	۴۴	مرد	راست

استخوان متراکم را به عنوان یک نمونه کامپوزیت طبیعی در نظر گرفت که در آن استئون‌ها نقش فیبر[1] در لایه‌های کامپوزیتی را ایفا می‌کنند [۱۸]. این خاصیت موجب می‌شود تا خواص استخوان در جهات مختلف (موازی جهت قرار گیری استئون‌ها و عمود بر جهت قرارگیری استئون‌ها) متفاوت باشد [۱۹ و ۲۰]. برخلاف وجود چنین خواصی در استخوان متراکم بسیاری از تحقیقات قبلی از معیارهای آسیب ایزوتروپیک مانند معیار فون‌میزز[2] و تنش بیشنه اصلی[3] به منظور پیش بینی مسیر شکست در استخوان استفاده کرده‌اند [۴ و ۱۵ و ۲۱]. عدم توانایی این معیارهای آسیب در بررسی خواص غیرایزوتروپیک استخوان، لزوم توسعه و استفاده از معیار آسیب غیرایزوتروپیک را به خوبی بیان می‌کند.

در این پژوهش از روش عددی المان محدود برای پیش‌بینی مسیر شکست در استخوان‌های ران استفاده شده است. از این رو یک معیار آسیب غیر ایزوتروپیک به همراه روش المان محدود توسعه‌یافته به منظور بررسی مسیر شکست در سه نمونه استخوان ران انسان، با در نظر گرفتن خواص غیرایزوتروپیک و غیرهمگن استخوان توسعه داده شده است. این سه نمونه قبل‌تر و توسط میرزائی و همکاران [۱۴] تحت تست‌های مکانیکی قرار گرفته و ۳ مسیر شکست متفاوت تحت یک بارگذاری واحد با استفاده از روش‌های آزمایشگاهی به دست آمده‌اند. این پژوهش با هدف پیش‌بینی مسیر شکست در این نمونه‌ها و مقایسه آن با نتایج تست‌های مکانیکی صورت گرفته است.

۲-مواد و روش‌ها

۲-۱- مشخصات نمونه‌ها و ساخت مدل ۳ بعدی

در این پژوهش از ۳ نمونه استخوان ران انسان مربوط به اجساد استفاده شده است. نمونه‌های استخوان ران از نمونه‌هایی که قبلاً

1 Fiber
2 Von Misses
3 Maximum principal stress

توسط میرزائی و همکاران [۱۴] مورد تست آزمایشگاهی قرار گرفته بودند، انتخاب شده است. مشخصات این ۳ نمونه استخوان در جدول شماره ۱ آمده است. برای ایجاد مدل‌های ۳ بعدی استخوان‌ها از روش برش‌نگاری کمی کامپیوتری[1] استفاده شده است. سه استخوان ران مربوط به سه جسد مختلف است. به منظور انجام فرآیند برش‌نگاری کمی کامپیوتری هر نمونه استخوان ران داخل یک محفظه پلکسی‌گلاس[2] حاوی آب قرار داده می‌شود. سپس این محفظه وارد دستگاه برش‌نگاری کامپیوتری می‌شود. با استفاده از یک فانتوم کالیبراسیون مقادیر داده‌های مربوط به ناحیه خاکستری بر پایه‌ی مقادیر چگالی دی‌پتاسیم هیدروژن فسفات به دست می‌آید. این فانتوم کالیبراسیون حاوی پنج لوله متشکل از پنج ماده مختلف با چگالی مرجع است. جزئیات بیشتر و دقیق‌تر در مورد نحوه‌ی آماده‌سازی نمونه‌ها و فرآیند برش‌نگاری کمی کامپیوتری در [۱۴] آمده است. تصاویر (فرمت دایکام) و مقادیر داده‌های به دست آمده از روش برش‌نگاری کامپیوتری برای هر ۳ نمونه استخوان در اختیار است. با استفاده از این تصاویر و مقادیر به دست آمده، هندسه و خواص استخوان‌های ران نمونه به‌دست می‌آید.

برای جداسازی الیاف سخت استخوان از محیط اطراف خود از یک کد متلب بر پایه روش پردازش تصویر استفاده شده است. همچنین از یک کد متلب به منظور ساخت مدل‌های المان محدود با تبدیل هر وکسل تصویر به یک المان ۸ گره‌ای مکعبی استفاده شده است. در نهایت یک مدل ۳ بعدی از استخوان سازگار با نرم‌افزار تحلیلی آباکوس به دست می‌آید (

۱- الف). در شکل ۱-ب نواحی مختلف استخوان ران به تفکیک مشخص شده‌اند.

ابعاد اولیه المان‌ها با توجه به ابعاد وکسل‌های تصویر ۰/۶×۰/۶×۱ میلی‌متر مکعب بود. در دو نمونه دارای المان‌هایی با ابعاد مختلف (۰/۶×۰/۶×۱ و ۱×۱×۱) توزیع تنش مورد بررسی قرارگرفته شد. تفاوت اندک میان نتایج مربوط به مدل‌های با دو ابعاد المان متفاوت موجب شد تا از مدل با ابعاد بزرگتر المان استفاده شود. همچنین استفاده از این ابعاد المان باعث کمتر شدن زمان حل عددی می‌شود. (شکل ۱– ب).

1 Quantitave computed tomography
2 Plexiglas

۲-۲- تخصیص خواص مکانیکی

در این پژوهش خواص مکانیکی استخوان که شامل مدول الاستیک و چگالی استخوان است به صورت جداگانه برای هر المان مدل تخصیص داده می‌شود. برای تخصیص خواص استخوان لازم است تا چگالی هر المان بر حسب مقادیر چگالی دی پتاسیم هیدروژن فسفات (K_2HPO_4) که به عنوان ماده‌ی کالیبراسیون استخوان استفاده شده است به دست بیاید. این رابطه بسته به فانتوم کالیبراسیون استفاده شده در مراحل برش‌نگاری کمی به دست می‌آید. این مقدار با نماد r_{KHP} نمایش داده می‌شود.

با استفاده از روابطی که از روش برش‌نگاری کمی کامپیوتری به دست می‌آید رابطه‌ی میان این چگالی و چگالی استخوان برای هر وکسل به دست می‌آید. در این پژوهش از روابط تجربی ارائه‌شده توسط کیک (۱۹۷۴) [۲۲] برای محاسبه‌ی مقادیر چگالی خاکستر (r_{ash}) از طریق چگالی معادل دی پتاسیم هیدروژن فسفات استفاده شده است (رابطه (۱)).

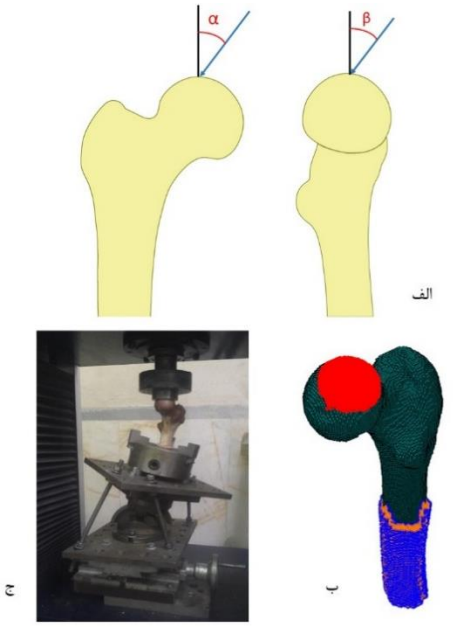
$$\rho_{ash} = 1.22\rho_{KHP} + 0.0526 \qquad (۱)$$

مدول الاستیک نیز برای هر المان مدل سه‌بعدی ساخته‌شده از روابط ارائه‌شده برای استخوان‌های اسفنجی[3] و متراکم[4] به دست می‌آیند [۲۳]. این روابط برای مقادیر مختلف چگالی استخوان نیز به شرح زیر است.

$$E(\rho_{ash}) = \begin{cases} 33900\rho_{ash}^{2.20} & \rho_{ash} \le 0.27 \\ 5307\rho_{ash} + 4690 & 0.27 < \rho_{ash} \le 0.6 \\ 10200\rho_{ash}^{2.01} & \rho_{ash} > 0.6 \end{cases} \qquad (۲)$$

در این رابطه مقادیر چگالی بر حسب گرم بر سانتی‌متر مکعب و مقادیر مدول الاستیک بر حسب مگاپاسکال به دست می‌آید. مقادیر چگالی کمتر از ۰/۲۷گرم بر سانتی‌متر مکعب برای استخوان‌های اسفنجی و مقادیر چگالی بزرگ‌تر از مقدار ۰/۶ گرم بر سانتی‌متر مکعب برای استخوان متراکم در نظر گرفته می‌شود. مقادیر بین این آستانه‌ها نیز برای بافت استخوانی متراکم کم تراکم‌تر که به بافت

3 Trabecular bone
4 Cortical bone



شکل ۲. الف. زوایای بارگذاری نسبت به صفحات کورونال و سجیتال. ب. بارگذاری مدل المان محدود استخوان ج. بارگذاری در شرایط آزمایشگاهی [۱۰]

Fig. 2. A) Loading angles relative to coronal and sagittal planes. b) Loading configurations of FE models. c) Loading configurations of femur in experimental tests [10]

گذار[1] معروف است در نظر گرفته می‌شود. ضریب پواسون برای استخوان مقدار ۰/۳ در نظر گرفته شد.

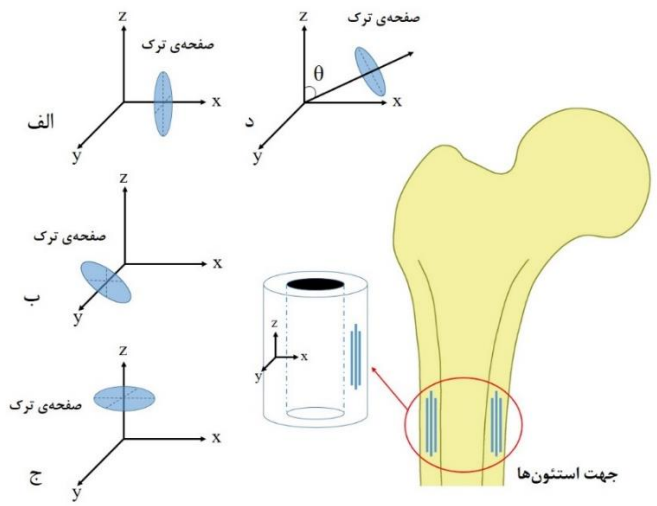
۲-۳-بارگذاری و شرایط مرزی استخوان

مبنای بارگذاری استخوان ران، صفحه‌ی کرونال[2] می‌باشد. همچنین صفحه‌ای دیگر با نام صفحه‌ی ساجیتال[3] که عمود بر صفحه‌ی کرونال است و محور شافت استخوان ران را در بر می‌گیرد معرفی می‌شود. در بارگذاری حالت ایستاده دو زاویه برای جهت اعمالی بار وارده به سر استخوان ران معرفی می‌شود. α بیانگر زاویه‌ی بین بار اعمالی بر روی سر استخوان ران و صفحه‌ی ساجیتال و β زاویه‌ی بین بار اعمالی بر روی سر استخوان ران و صفحه‌ی کرونال است (شکل ۲-الف). در این پژوهش به منظور یکسان کردن شرایط اعمال بار بر سر استخوان در تست‌های آزمایشگاهی و تحلیل اجزا محدود، دستگاه مختصات مرجع معرفی شده است. مرکز این دستگاه مختصات در مرکز سر استخوان ران قرار گرفته است.

سطحی دایره‌ای معادل سطح تماس قطعه‌ی بارگذاری در شرایط آزمایشگاهی بر روی سر استخوان شبیه‌سازی می‌شود. سپس بار فشاری به صورت گسترده به سر استخوان ران و با زاویه‌ی مورد نظر نسبت به مرکز سر استخوان اعمال می‌شود. نیروی مورد نظر بر تعداد گره‌های سطح اعمال بار تقسیم شده و به صورت فشاری به تمامی این نقاط اعمال شده است. در این پژوهش بارگذاری به صورت نیرو-کنترل و با تابعی خطی نسبت به زمان به مرکز سر استخوان اعمال شده است. مدلسازی استخوان به روش المان محدود تحت بارگذاری دینامیکی (ناشی از فعالیت‌های روزمره) دارای محدودیت‌هایی نظیر افزایش شدید حجم محاسبات و ناکارآمدی روش‌های محاسباتی می‌باشد. همچنین مدل‌سازی دقیق این نوع بارگذاری‌ها در نرم‌افزارهای متداول محاسباتی به علت ماهیت پیچیده بارگذاری امری بسیار دشوار است. از این رو در این پژوهش بارگذاری به مانند پژوهش‌های پیشین به صورت استاتیکی در نظر گرفته شده است.

شافت استخوان از پایین به طول ۸ سانتی‌متر مقید شده است. شرایط مرزی در این حالت به علت وجود شرایط مرزی مشابه در روند تست‌های آزمایشگاهی است (شکل ۲-ب). در این پژوهش با توجه به هدف مقایسه مسیر شکست در ۳ نمونه استخوانی با نتایج

1 Transition
2 Coronal plane
3 Sagittal plane



شکل ۳. جهات صفحات رشد ترک در مکانیزم آسیب تعریف شده برای الف. معیار ۱ ب. معیار ۲ ج. معیار ۳ د. معیار ۴

Fig. 3. Osteon orientations and crack path for each failure criterion. (a) Crack path for failure criterion 1; normal to local *x* direction and parallel to osteons direction. (b) Crack path for failure criterion 2; normal to local *y* direction and parallel to osteons direction. (c) Crack path for failure criterion 3; normal to local *z* direction and perpendiciu-lar to osteons direction. (d) Crack path for failure criterion 4; normal to maximum principal direction.

آزمایشگاهی قبلی، بارگذاری در حالت زاویه α=-۱۵ و β=-۱۵ بر روی سر استخوان ران انجام می‌شود (شکل ۲-ب و ۲-ج).

۲-۴-معیار شروع آسیب غیرایزوتروپیک

به منظور غیرایزوتروپیک در نظر گرفتن خواص استحکامی استخوان متراکم در این پژوهش مکانیزم آسیبی متشکل از ۴ معیار شکست مجزا تعریف شد. برای هر معیار آسیب به طور مجزا مسیر رشد ترک نیز تعریف شده است. ازآنجایی که مدل استخوان به عنوان مدلی کامپوزیتی در نظر گرفته شد، میزان وابستگی خواص استحکام استخوان متراکم به استئون‌ها همانند میزان وابستگی خواص استحکام کامپوزیت به فایبرها در نظر گرفته شده است. از این رو ۳ معیار شروع آسیب در استخوان متراکم بر اساس معیار هاشین [۲۴] که معمولاً برای پیش‌بینی شروع آسیب در کامپوزیت‌ها استفاده می‌شود [۲۵ و ۲۶] در نظر گرفته شد.

معیارهای ۱ ، ۲ و ۳ به ترتیب معیارهای شروع آسیب وابسته به مسیر رشد ترک در جهات x، y و z می‌باشند. جهت استئون‌ها موازی با طول شافت در نظر گرفته شده است و جهت z در شبیه‌سازی به عنوان نماینده‌ی جهت استئون‌ها در نظر گرفته شده است. جهات x و y جهاتی می‌باشند که نماینده‌ی جهات عمود بر مسیر استئون‌ها هستند. برای دست‌یابی به مسیرهای شکست به غیر از جهات تعریف شده و خارج از محورهای اصلی، معیار آسیب ۴ بر اساس معیار شروع آسیب بر حسب بیشینه تنش اصلی بحرانی تعریف شده است (رابطه (۳)).

$$
\begin{aligned}
(FailureCriterion)_1 &: \sqrt{\left(\frac{\sigma_{xn}}{\sigma_{xn}^0}\right)^2+\left(\frac{\sigma_{xt}}{\sigma_{xt}^0}\right)^2+\left(\frac{\sigma_{xs}}{\sigma_{xs}^0}\right)^2}\\
(FailureCriterion)_2 &: \sqrt{\left(\frac{\sigma_{yn}}{\sigma_{yn}^0}\right)^2+\left(\frac{\sigma_{yt}}{\sigma_{yt}^0}\right)^2+\left(\frac{\sigma_{ys}}{\sigma_{ys}^0}\right)^2}\\
(FailureCriterion)_3 &: \sqrt{\left(\frac{\sigma_{zn}}{\sigma_{zn}^0}\right)^2+\left(\frac{\sigma_{zt}}{\sigma_{zt}^0}\right)^2+\left(\frac{\sigma_{zs}}{\sigma_{zs}^0}\right)^2}\\
(FailureCriterion)_4 &: \frac{\sigma_{\max ps}}{\sigma_{\max ps}^0}
\end{aligned}
\tag{۳}
$$

در رابطه (۳)، اندیس اول نشانگر جهت تنش می‌باشد و اندیس دوم بیانگر نرمال بودن یا برشی بودن مؤلفه‌ی تنش است. اندیس اول به صورت x ، y و z است و نشانگر تنش در جهات x ، y و z است. اندیس دوم n نمایانگر مؤلفه‌ی نرمال تنش و اندیس‌های t و s نیز نمایانگر مؤلفه‌های تنش برش در همان صفحه است. بالانویس ۰ نیز نمایانگر مقادیر بحرانی متناظر با تنش‌های تعریف شده است.

در طول تحلیل مقدار هر معیار آسیب بین اعداد صفر و یک متغیر

است. هریک از ۴ معیار تعریف شده که در زودتر از سایر معیارها به مقدار بحرانی ۱ برسند، معیار آغازکننده جوانه زنی ترک است. همانطور که گفته شد، برای هر معیار آسیب یک جهت برای مسیر رشد ترک معرفی می‌شود. پس از رسیدن هریک از معیارهای آسیب به مقدار بحرانی ۱ ترک در جهت تعریف شده برای همان معیار شروع به حرکت می‌کند.

مطابق شکل ۳-الف و رابطه‌ی (۳)، معیار آسیب ۱ توسط تنش‌های محوری و برشی در راستای x محلی[1] کنترل می‌شود و پس از رسیدن این معیار به مقدار ۱ ترک در جهت عمود بر این راستا شروع به رشد می‌کند. این جهت، مشخصاً موازی راستای استئون‌ها است. صفحه‌ی رشد ترک در این معیار عمود بر محور x محلی می‌باشد و در شکل ۳- الف مشخص‌شده است.

مطابق شکل ۳-ب و رابطه‌ی (۳)، معیار آسیب ۲ توسط تنش‌های محوری و برشی در راستای y محلی کنترل می‌شود و پس از رسیدن این معیار به مقدار ۱ ترک در جهت عمود بر این راستا شروع به رشد می‌کند. این جهت، مشخصاً موازی راستای استئون‌ها است. صفحه‌ی رشد ترک در این معیار عمود بر محور y محلی می‌باشد و در شکل ۳-ب مشخص‌شده است.

مطابق شکل ۳-ج و رابطه‌ی (۳)، معیار آسیب ۳ توسط تنش‌های محوری و برشی در راستای z محلی کنترل می‌شود و پس از رسیدن این معیار به مقدار ۱ ترک در جهت عمود بر این راستا شروع به رشد می‌کند. این جهت، در جهت عمود بر راستای استئون‌ها است. صفحه‌ی رشد ترک در این معیار عمود بر محور z محلی می‌باشد و در شکل ۳-ج مشخص‌شده است.

مطابق شکل ۳-د و رابطه‌ی (۳)، معیار آسیب ۴ توسط بیشینه تنش اصلی کنترل می‌شود و پس از رسیدن این معیار به مقدار ۱ ترک در جهت عمود بر راستای بیشینه تنش اصلی شروع به رشد می‌کند. صفحه‌ی رشد ترک در این معیار عمود بر محور بیشینه تنش اصلی می‌باشد و در شکل ۳- د مشخص‌شده است. زاویه‌ی ϑ در رابطه‌ی به منظور محاسبه تنش بیشینه اصلی استفاده می‌شود.

روابط تعریف شده تعیین‌کننده موقعیت اولیه جوانه‌زنی ترک در استخوان می‌باشند. پس از آن مسیر رشد ترک توسط جهات و صفحات تعریف شده برای رشد ترک مشخص می‌شود. پس از شروع رشد ترک در هر المان، المان دچار جدا شدگی می‌شود و پس از رسیدن مقدار انرژی شکست به مقدار بحرانی تعریف شده المان به طور کامل جدا می‌شود.

۲-۵- خواص استحکام غیرایزوتروپیک استخوان

در این پژوهش به منظور کاهش حجم محاسبات و کاهش حجم کدنویسی با در نظر گرفتن مقادیر چگالی آستانه که توسط کیاک [۲۲] ارائه‌شده بود، نمونه‌های استخوانی به چهار قسمت مجزا تقسیم‌بندی شدند. المان‌هایی با چگالی کوچک‌تر از ۰/۳۱۷ ناحیه اسفنجی نام‌گذاری شده و میانگین دانسیته و مدول الاستیک آن‌ها محاسبه‌شده و به کل مجموعه المان‌ها تخصیص داده شد. المان‌هایی با چگالی بین ۰/۳۱۷ و ۱ ناحیه متراکم ۱ نامیده شده و متناسباً مقادیر میانگین چگالی و مدول الاستیک آن‌ها به کل مجموعه المان‌های متراکم ۱ تخصیص داده شد. المان‌های با چگالی بین ۱ و ۱/۵ ناحیه متراکم ۲ نامیده شده و میانگین چگالی و مدول الاستیک آن‌ها به کل مجموعه تخصیص داده شد و نهایتاً المان‌های با چگالی بین ۱/۵ و ۲ ناحیه متراکم ۳ نامیده شده و میانگین چگالی و مدول الاستیک آن‌ها به کل مجموعه تخصیص داده شد.

با تعریف مکانیزم آسیب دارای ۴ معیار مشخصاً لازم است تا برای هر یک از نواحی دسته‌بندی شده استخوان ران خواص استحکام مواد به تعداد مورد نظر برای هر ناحیه اختصاص داده شود.

از آن‌جایی که ناحیه اسفنجی فاقد استئون می‌باشد، در این پژوهش تفاوتی در مقادیر تنش استحکام در جهات مختلف x، y و z در نظر گرفته نشد. از این رو خواص استحکام استخوان اسفنجی با توجه به رابطه‌ی (۴) [۲۲] برای هر مدل متناسب با چگالی میانگین آن بخش اختصاص داده شد. این مقادیر برای تنش‌های استحکامی نرمال استفاده شده و با توجه به مقادیر ارائه‌شده برای نسبت تنش‌های برشی بحرانی به تنش‌های نرمال بحرانی، مقادیر تنش برشی بحرانی برابر با نصف این مقادیر اختصاص داده شد [۱۴ و ۱۵].

$$S(\rho_{ash}) = \begin{cases} 137\rho_{ash}^{1.88} & \rho_{ash} \le 0.317 \\ 114\rho_{ash}^{1.72} & \rho_{ash} > 0.317 \end{cases} \quad (۴)$$

علاوه بر خواص مربوط به استحکام استخوان که مقادیر کنترل کننده مکانیزم شروع ترک هستند برای مقادیر کنترل‌کننده‌ی میزان رشد

1 Local

جدول ۲ . مقادیر کرنش استحکام استخوان ران و تنش‌های استحکام استخوان ران برای نمونه ۱
Table 2. Mechanical strength (critical strains and stresses) of specimen number 1

مقادیر کرنش‌های بحرانی استخوان متراکم					
ε_{xn}^0	$\varepsilon_{xt}^0=\varepsilon_{xs}^0$	ε_{yn}^0	$\varepsilon_{yt}^0=\varepsilon_{ys}^0$	ε_{zn}^0	$\varepsilon_{zt}^0=\varepsilon_{zs}^0$
۰/۳۴	۰/۶۸	۰/۳۴	۰/۶۸	۰/۷۶	۰/۳۸
خواص نمونه استخوان شماره ۱ (زن ۲۰ ساله)					
E (cortical 1) (MPa)					
۵۵۶۰					
σ_{xn}^0	$\sigma_{xt}^0=\sigma_{xs}^0$	σ_{yn}^0	$\sigma_{yt}^0=\sigma_{ys}^0$	σ_{zn}^0	$\sigma_{zt}^0=\sigma_{zs}^0$
۱۹	۳۸	۱۹	۳۸	۴۳	۲۱/۵
E (cortical 2) (MPa)					
۱۹۴۲۲					
σ_{xn}^0	$\sigma_{xt}^0=\sigma_{xs}^0$	σ_{yn}^0	$\sigma_{yt}^0=\sigma_{ys}^0$	σ_{zn}^0	$\sigma_{zt}^0=\sigma_{zs}^0$
۶۶	۱۳۲	۶۶	۱۳۲	۱۴۷	۷۸/۵
E (cortical 3) (MPa)					
۲۳۷۶۵					
σ_{xn}^0	$\sigma_{xt}^0=\sigma_{xs}^0$	σ_{yn}^0	$\sigma_{yt}^0=\sigma_{ys}^0$	σ_{zn}^0	$\sigma_{zt}^0=\sigma_{zs}^0$
۸۰	۱۶۰	۸۰	۱۶۰	۱۸۰	۹۰

ترک و جداشدگی المان از انرژی شکست استفاده شده است. مطابق با تحقیقات قبلی نرخ انرژی شکست برای استخوان اسفنجی به صورت رابطه‌ای متناسب با چگالی ارائه‌شده است [۲۷ و ۲۸]. مقادیر انرژی شکست برای مودهای شکست مختلف به صورت G_{IC} برای مود اول شکست، G_{IIC} و G_{IIIC} برای مودهای دوم و سوم شکست نشان داده می‌شود.

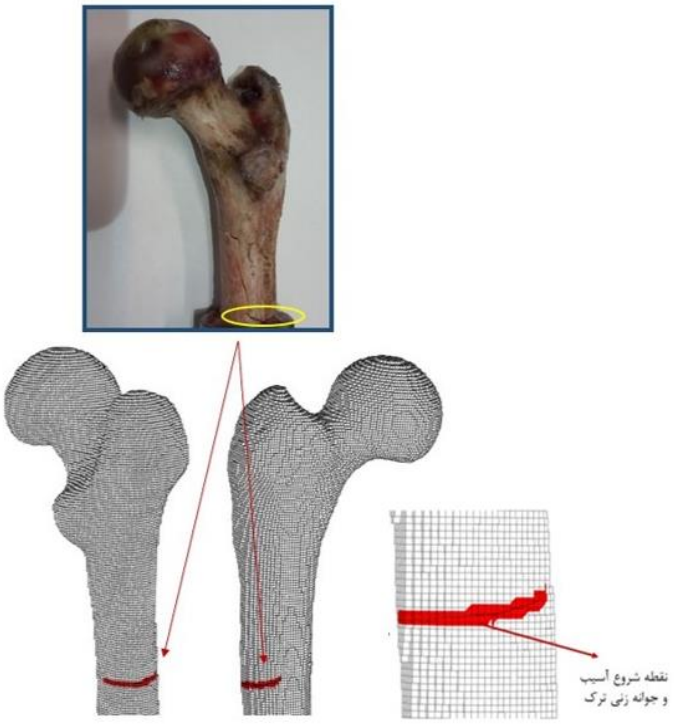
$$G=\frac{K^2}{E\times(1-\upsilon^2)} \qquad (۵)$$
$$K=0.7413E6\rho_{ash}^{1.49}$$

در رابطه‌ی (۵)، G مقدار انرژی شکست ($\mathrm{J/m^2}$)، K متغیری بر حسب مقدار چگالی ($\mathrm{N.m^{-1/5}}$)، E مقدار مدول الاستیک و $\nu=0/3$ است. همچنین برای به دست آوردن مقادیر انرژی شکست در مود دوم و سوم از رابطه‌ی (۶) استفاده شده است [۲۷ و ۲۸].

$$G_{IIC}/G_{IC}=G_{IIIC}/G_{IC}=0.33 \qquad (۶)$$

همانطور که پیش‌تر بیان شد در نواحی استخوان‌های متراکم خواص استحکامی استخوان وابسته به حضور استئون‌ها در جهات اصلی متفاوت است. مقادیر تنش‌های نرمال و برشی در هر یک از جهات اصلی x ، y و z با توجه به حضور استئون‌ها متفاوت در نظر گرفته شد. در تحقیقات قبلی مقادیری برای میزان خواص استحکامی برای استخوان متراکم معرفی شده است [۱۴ و ۱۹]. این مقادیر با انجام تست‌های مکانیکی در جهات مختلف (موازی جهت استئون‌ها و عمود بر جهت استئون‌ها) بر روی استخوان متراکم به‌دست‌آمده‌اند. نمونه‌های مورد استفاده در این پژوهش قبل‌تر و توسط میرزائی و همکاران [۱۴] تحت تست‌های مکانیکی قرار گرفته و میزان کرنش بحرانی برای استخوان‌های متراکم در جهات مختلف به‌دست‌آمده‌اند. از این رو با در اختیار داشتن مقادیر مدول الاستیک برای نواحی متراکم و یافتن مقادیر حاصل‌ضرب این مقادیر در کرنش‌های بحرانی ($S=E\times\varepsilon$)، میزان تنش‌های استحکامی در جهات مختلف به دست می‌آید.

جدول ۲ مقادیر کرنش‌های گزارش شده در جهات مختلف را برای نمونه استخوانی مورد نظر نشان می‌دهد. در مورد مقادیر مربوط به



شکل ۴. محل شروع آسیب و چگونگی رشد ترک در نمونه شماره ۱

Fig. 4. Crack initiation location and crack propagation of specimen number 1

تنش‌های برشی در صفحات رشد ترک عمود بر جهت استئون‌ها، در تحقیقات دیگر، مقادیر تنش برشی، برخلاف رابطه ارائه‌شده در [۱۴]، با توجه به فرض وجود استئون‌ها، دو برابر مقادیر تنش‌های نرمال در نظر گرفته شده است [۱۹ و ۲۹].

جدول ۲ مقادیر تنش استحکام برای استخوان‌های متراکم نمونه ۱ (زن-۲۰ ساله) است. این مقادیر برحسب مگاپاسکال ارائه‌شده است. در جدول ۲ مقادیر تنش‌های نرمال و برشی برای هر یک از جهات اصلی در نظر گرفته‌شده است. همچنین مقدار بیشینه کرنش اصلی بحرانی مطابق با [۱۵] برابر با ٪۰/۶۱ در نظر گرفته شد.

مقادیر کرنش بحرانی برای نمونه‌های مختلف مطابق با ۲ در نظر گرفته شده است. با توجه به مقادیر مدول الاسیتک برای نمونه‌های مختلف و محاسبه‌ی حاصل‌ضرب این مقادیر مدول الاستیک و کرنش، مقادیر تنش‌های بحرانی برای هر نمونه به دست می‌آید.

علاوه بر خواص مربوط به استحکام استخوان که مقادیر کنترل کننده مکانیزم شروع ترک هستند برای مقادیر کنترل‌کننده‌ی میزان رشد ترک و جداشدگی المان از انرژی شکست استفاده شده است. میرزائی و همکاران [۱۴] مقادیری برای انرژی شکست استخوان‌های متراکم ارائه داده است. طبق این گزارش مقادیر برای انرژی شکست برای رشد ترک در جهات مختلف به صورت جداگانه ارائه‌شده است.

رشد ترک موازی جهت استئون‌ها برای معیارهای آسیب ۱ و ۲:

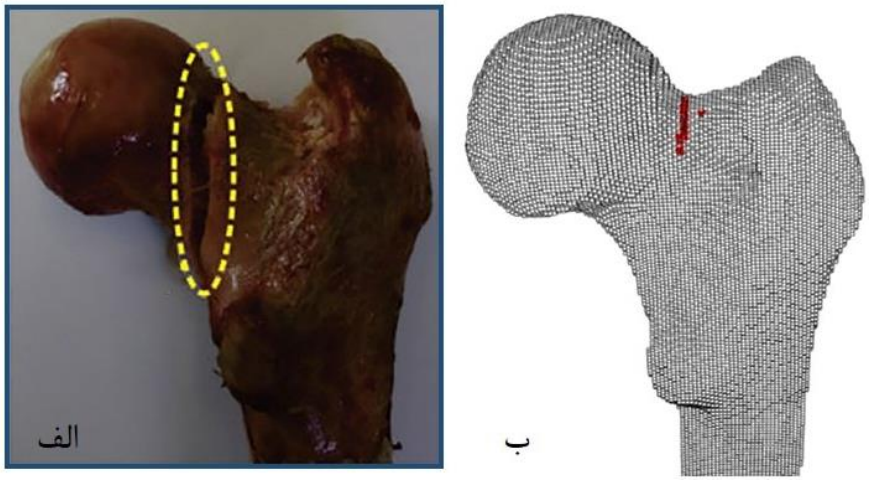
$$G_{IC} = 0.26$$
$$G_{IIC} = G_{IIIC} = 3.09$$

رشد ترک عمود بر جهت استئون‌ها و در جهت بیشینه تنش اصلی برای معیارهای آسیب ۳ و ۴:

$$G_{IC} = 0.50$$
$$G_{IIC} = G_{IIIC} = 0.07$$

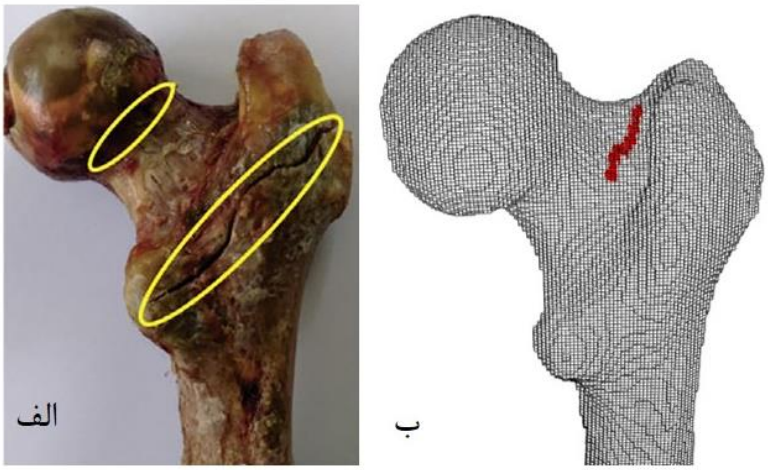
۳- یافته‌ها و بحث

هدف اصلی این پژوهش بررسی نقطه‌ی ابتدایی شکست بر روی مسیر استخوان و یافتن مسیر گسترش آسیب است. در ادامه به بررسی ناحیه شروع آسیب و چگونگی رشد ترک پس از آن در نمونه‌های مختلف پرداخته می‌شود. به منظور ارزیابی دقت و صحت مسیرهای پیش‌بینی شده به روش المان محدود توسعه‌یافته و با



شکل ۵. محل شروع آسیب و چگونگی رشد ترک در نمونه شماره ۲

Fig. 5. Crack initiation location and crack propagation of specimen number 2



شکل ۶. محل شروع آسیب و چگونگی رشد ترک در نمونه شماره ۳

Fig. 6. Crack initiation location and crack propagation of specimen number 3

استفاده از معیارهای آسیب غیرایزوتروپیک، نتایج به‌دست‌آمده در این پژوهش با نتایج داده‌های تجربی به‌دست‌آمده از [۱۴] مورد مقایسه قرار می‌گیرد.

۳-۱- نمونه اول (زن - ۲۰ ساله - راست)

ناحیه رشد ترک در این نمونه طبق دسته‌بندی‌های انجام شده برای شکستگی استخوان، مربوط به شکست ساب‌تروکانتریک[1] استخوان ران است. این رفتار شکستی موجب شکست استخوان در ناحیه‌ی شافت می‌شود. در این نمونه ترک بر روی شافت شروع به حرکت می‌کند و در ناحیه‌ای پایین‌تر از تروکانتر کوچک در شفت به پایان می‌رسد.

مطابق نتایج به‌دست‌آمده از روش المان محدود، نقطه‌ی شروع ترک پیش‌بینی شده در این نمونه استخوانی در ناحیه شافت استخوان و قسمت جانبی بیرونی می‌باشد و پس از آن ترک بر روی شافت از دو طرف شروع به رشد می‌کند. نتایج به‌دست‌آمده برای منطقه‌ی شروع

1 Subtrochantric

آسیب در تطبیق مناسبی با نتایج به‌دست‌آمده از تست‌های مکانیکی است (شکل ۴).

۳-۲- نمونه دوم (مرد – ۵۸ ساله – راست)

مطابق شکل ۶ شکستگی استخوان در این نمونه از نوع پایه‌گردنی[1] است. نتایج حاصل از مدل‌سازی عددی نقطه‌ی شروع ترک در ناحیه بالایی گردن استخوان را پیش‌بینی می‌کند. پس از آن ترک با طی کردن مسیری عمودی بر روی سطح گردن استخوان به سمت پایین گردن و ناحیه زیر سر استخوان[2] ران پیشروی می‌کند. مسیر پیشروی ترک بر روی گردن مطابق نتایج آزمایشگاهی می‌باشد. مسیر رشد ترک به گونه‌ای است که تغییرات زاویه رشد ترک سطحی استخوان در طول مسیر بسیار محدود می‌باشد و ترک تقریباً به صورت عمودی در راستای گردن به سمت بالای ناحیه‌ی تروکانتر کوچک حرکت می‌کند. همچنین از چگونگی حرکت ترک به سمت ناحیه قدامی نیز می‌توان رشد ترک این‌چنینی را پیش‌بینی کرد.

۳-۳- نمونه سوم (مرد – ۴۴ ساله – راست)

مطابق شکل ۷ در این نمونه شکستگی از نوع درون‌گردنی است. نتایج حاصل از مدل‌سازی عددی نقطه‌ی شروع ترک را در ناحیه بالایی گردن استخوان پیش‌بینی می‌کند. پس از آن ترک با طی کردن مسیری مایل بر روی سطح گردن استخوان به سمت پایین گردن و ناحیه زیر سر استخوان ران پیشروی می‌کند.

مسیر پیشروی ترک بر روی گردن مطابق نتایج عددی به صورت مایل و با زاویه‌ی عمود نسبت به گردن استخوان می‌باشد. مسیر رشد ترک به گونه‌ای است که تغییرات زاویه رشد ترک سطحی استخوان در طول مسیر مطابق نتایج آزمایشگاهی دیده می‌شود و ترک در طول مسیر رشد خود به سمت پایین گردن دچار تغییراتی در زاویه رشد می‌شود. این‌گونه شکستگی‌ها از شکستگی‌های متداولی می‌باشد که در گردن استخوان اتفاق می‌افتد.

مسیر شکست پیش‌بینی شده مطابق نتایج به‌دست‌آمده از تحلیل عددی، کاملاً منحصر به هریک از افراد و نمونه‌های استفاده شده است. این مسیر شکستگی استخوان برای هر فرد کاملاً وابسته به آناتومی و مشخصات مکانیکی استخوان آن فرد است. نتایج به‌دست‌آمده برای نمونه استخوانی توسط روش المان محدود توسعه‌یافته کاملاً مطابق نتایج به‌دست‌آمده و مشاهدات حاصل از تست‌های مکانیکی است.

پیشرفت‌های اخیر در پیش‌بینی مسیر شکست با استفاده از روش المان محدود، امکان پیش‌بینی موقعیت آغاز و جوانه زنی ترک و مسیر رشد ترک پس از آن را با استفاده از المان محدود توسعه‌یافته فراهم آورده است. روش المان محدود توسعه‌یافته به همراه معیار آسیب غیرایزوتروپیک که شامل ۴ معیار آسیب متفاوت است توانایی مدل‌سازی شروع ترک و بررسی چگونگی رشد ترک را بر اساس معیارهای شروع آسیب تعریف شده به خوبی داراست. میزان رشد ترک نیز وابسته به مقادیر انرژی تعریف شده برای نمونه‌های استخوانی می‌باشد.

همچنین توانایی منحصربه‌فرد روش المان محدود توسعه‌یافته در پیش‌بینی مسیر شکست در استخوان بدون نیاز به اصلاح مش و تعریف پیش‌مسیر میزان علاقه برای استفاده از این روش در مطالعات کلینیکی را افزایش می‌دهد.

رخ دادن ترک در نواحی مختلف در نمونه‌های استخوانی تحت بارگذاری واحد به علت تغییرات شکل مختلف استخوان تحت بارگذاری استفاده شده در این پژوهش است. تحت این بارگذاری و به علت وجود زوایایی نسبت به صفحات کرونال و سجیتال، استخوان تحت ترکیبی پیچیده از تنش‌های مختلف پیچشی و خمشی قرار می‌گیرد. این تنش‌های مختلف بسته به وضعیت آناتومی و خواص استخوان می‌تواند در نواحی مختلف ایجاد شود. این ترکیب تنش‌ها موجب ایجاد مقادیر تنش‌های زیاد کششی و فشاری در نواحی مختلف استخوان بخصوص شافت و گردن استخوان شود. بسته به وضعیت آناتومی و خواص استخوان مقادیر این تنش‌ها در نمونه‌های مختلف در یکی از نواحی گردن استخوان و شافت استخوان بیشتر دیده می‌شود. در بعضی از موارد تنش‌ها باعث شروع آسیب در گردن و در بعضی موارد منجر به شروع آسیب در شافت استخوان می‌شود.

در نمونه‌های ۲ و ۳ بیشتر بودن اندازه قطر شافت استخوان و بزرگ‌تر بودن ناحیه تروکانتر می‌تواند به عنوان دلیل مناسبی برای شروع آسیب در گردن استخوان مطرح شود. این در حالی است که مقدار قطر شافت در نمونه ۱ در حدود ۳۰ درصد کمتر از قطر شافت در دو نمونه‌ی دیگر است که موجب کاهش سفتی شافت این استخوان و تغییرات فرم بیشتر در شافت و نهایتاً شروع آسیب در این ناحیه

1 Basicervical
2 Femur head

باشد.

همانطور که در اشکال نتایج مربوط به مسیر شکست استخوان‌ها دیده شد، ترک در نمونه‌های استخوانی به مقدار کامل رشد نمی‌کند. روش المان محدود توسعه‌یافته با مشکلاتی در همگرایی پاسخ رو به رو می‌شود که این موجب عدم رشد ترک در کل استخوان می‌شود. این مشکلات همگرایی تا حد زیادی به دلیل مشکلات محاسباتی برای حل کردن معادلات نوک ترک در مسیر پیشروی ترک است. قرار گرفتن ترک به موازات مرزهای المان بندی و قرار گرفتن نوک ترک در نواحی مشخصی میان نقاط انتگرال گیری موجب پیچیده شدن حل معادلات برای نوک ترک می‌شود. این مشکلات همگرایی در تمامی تحقیقات با هدف بررسی مسیر شکست استخوان با استفاده از روش المان محدود توسعه‌یافته دیده شده است [۱۵ و ۱۷]. علاوه بر مشکلات بیان شده، حل معادلات غیرخطی در زمان حل مسئله به روش المان محدود غیرخطی همواره در نرم‌افزارهای تحلیلی دیده شده است. روش‌های المان چسبنده و حذف المان نیز تا حد زیادی با این مشکلات همراه هستند. همچنین پیچیدگی خواص و هندسه استخوان نیز در ایجاد مشکلات همگرایی تا حد زیادی تأثیرگذار است.

یکی دیگر از مشکلات همگرایی در نواحی تعریف تماس به وجود می‌آید. تعریف تماس در نرم‌افزارهای عددی یکی از مهم‌ترین معضلات مدل‌سازی می‌باشد. از آن‌جایی که در ناحیه غنی‌شده[1] لزوم تعریف تماس وجود دارد، از این رو تعریف تماس نیز یکی از عوامل تشدیدکننده‌ی ناهمگرایی در حل مسائل المان‌محدود توسعه‌یافته است.

به منظور افزایش میزان رشد ترک در استخوان، اصلاح پارامترهای کنترلی روش المان محدود تا حد خوبی تأثیرگذار است. تغییر و اصلاح پارامترهایی مانند افزایش تعداد مراحل حل، افزایش تعداد بازگشت‌های حلی[2] و همچنین کاهش میزان زمان مراحل حل[3] تا حد خوبی مقدار رشد ترک را افزایش داده است.

با اینکه روش‌های بیان شده برای افزایش میزان همگرایی تأثیر به سزایی در میزان رشد ترک و رفع مشکلات همگرایی دارد، اما هنوز مشکلات همگرایی به علت پیچیدگی هندسه استخوان و خواص استخوان وجود دارد. از این رو اکثر مطالعات قبلی انجام شده به منظور پیش‌بینی رشد ترک برای اجزا و قطعات مهندسی استفاده شده است که دارای هندسه و خواص ساده هستند و اندازه مش تأثیر در هندسه قطعه و مدل ندارد.

۴- نتیجه‌گیری

شکستگی استخوان ران یکی از مهم‌ترین آسیب‌های اسکلتی بدن انسان است که می‌تواند در نتیجه‌ی بسیاری از فعالیت‌های فیزیکی و روزانه باشد. این شکستگی منجر به آسیب‌های جدی و ناتوانی در انسان شده و در برخی موارد با مرگ افراد همراه بوده است. در نتیجه بررسی چگونگی شکست این استخوان و بیش‌ترین آسیب‌های مربوط به این شکستگی از اهمیت والایی برخوردار است.

بررسی شکستگی استخوان توسط روش‌های مختلفی مورد ارزیابی قرار گرفته است که روش المان محدود در میان این روش‌ها از قدرت و توانایی بسیار بالایی برخوردار است. مسیرهای شکست استخوان و محل شروع آسیب تحت بارگذاری‌های مختلف، متفاوت است. به علت ایجاد تنش‌های پیچیده مختلف که در نتیجه ایجاد انواع تنش‌های خمشی و پیچشی مختلف در استخوان است محل شروع شکستگی می‌تواند مختلف باشد. علاوه بر نوع بارگذاری عوامل مختلف دیگری نیز در تعیین چگونگی شکست استخوان ران در افراد مختلف تأثیرگذار است.

از جمله‌ی این عوامل و مهم‌ترین آن‌ها عواملی همچون هندسه استخوان، آناتومی و وضعیت خواص معدنی استخوان را می‌توان نام برد. در نتیجه بررسی شکستگی استخوان می‌بایست به صورت خاص هر نمونه‌ی استخوان مورد بررسی قرار بگیرد. نتایج به‌دست‌آمده از این پژوهش میزان بستگی مسیر شکست استخوان به هندسه و خواص استخوان را در یک نوع بارگذاری مشخص نشان می‌دهد. همانطور که از نتایج به‌دست‌آمده مشخص است رفتار شکست استخوان برای نمونه‌های مختلف استخوان تحت بارگذاری واحد کاملاً متفاوت بود و انواع شکستگی‌های استخوان از جمله شکستگی زیرتروکانتریک، پایه‌گردنی و درون‌گردنی در استخوان به دست آمد.

مدل‌سازی شکست استخوان از طریق روش المان محدود غیرخطی – در اینجا المان محدود توسعه‌یافته – به خوبی توانایی تشخیص ناحیه‌ی اولیه جوانه زنی ترک را دارد. همچنین این روش تا حد قابل قبولی توانایی پیش‌بینی مسیر شکست استخوان را دارد.

1 Enrichment zone
2 Cut back
3 Minimum step size

هرچند این روش نسبت به روش‌های المان محدود غیرخطی دارای زمان محاسباتی بیشتری است اما برخلاف روش خطی توانایی پیدایش صفحات دقیق شکست را بر اساس چگونگی رشد ترک دارد.

فهرست علائم

علائم انگلیسی

E	مدول الاستیک، MPa
S	استحکام، MPa
G	انرژی شکست

علائم یونانی

ρ	چگالی، g/cm^3
α	زاویه نیرو نسبت به صفحه ساجیتال، درجه
β	زاویه نیرو نسبت به صفحه کرونال، درجه
σ	تنش
ε	کرنش
n	ضریب پواسون

زیرنویس

ash	خاکستر
$max\ ps$	بیشینه تنش اصلی

مراجع

[1] O. Johnell, J. Kanis, An estimate of the worldwide prevalence and disability associated with osteoporotic fractures, Osteoporosis international, -1726 (2006) (12)17 1733.

[2] B. Gullberg, O. Johnell, J. Kanis, World-wide projections for hip fracture, Osteoporosis international, (1997) (5)7 413-407.

[3] J. Lotz, E. Cheal, W.C. Hayes, Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: part I—linear analysis, Journal of biomechanical engineering, 360-353 (1991) (4)113.

[4] J. Lotz, E. Cheal, W.C. Hayes, Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: part II—nonlinear analysis, (1991).

[5] J.H. Keyak, Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models, Medical engineering & physics, 173-165 (2001) (3)23.

[6] M. Bessho, I. Ohnishi, J. Matsuyama, T. Matsumoto, K. Imai, K. Nakamura, Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method, Journal of biomechanics, 1753-1745 (2007) (8)40.

[7] J.E. Koivumäki, J. Thevenot, P. Pulkkinen, V. Kuhn, T.M. Link, F. Eckstein, T. Jämsä, Ct-based finite element models can be used to estimate experimentally measured failure loads in the proximal femur, Bone, 829-824 (2012) (4)50.

[8] J.H. Keyak, H.B. Skinner, J.A. Fleming, Effect of force direction on femoral fracture load for two types of loading conditions, Journal of Orthopaedic Research, (2001) (4)19 544-539.

[9] K.K. Nishiyama, S. Gilchrist, P. Guy, P. Cripton, S.K. Boyd, Proximal femur bone strength estimated by a computationally fast finite element analysis in a sideways fall configuration, Journal of biomechanics, (2013) (7)46 1236-1231.

[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, M. Keshavarzian, F. Alavi, P. Amiri, S. Samiezadeh, QCT-based failure analysis of proximal femurs under various loading orientations, Medical & Biological Engineering & Computing, -477 (2015) (6)53 486.

[12] E.M. Feerick, J.P. McGarry, Cortical bone failure mechanisms during screw pullout, Journal of biomechanics, 1672-1666 (2012) (9)45.

[13] R. Hambli, A. Bettamer, S. Allaoui, Finite element prediction of proximal femur fracture pattern based on orthotropic behaviour law coupled to quasi-brittle damage, Medical engineering & physics, -202 (2012) (2)34 210.

[14] 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.

[15] A.A. Ali, L. Cristofolini, E. Schileo, H. Hu, F. Taddei, R.H. Kim, P.J. Rullkoetter, P.J. Laz, Specimen-specific modeling of hip fracture pattern and repair, Journal of

Biomechanics, 543-536 (2014) (2)47.

[16] A. Idkaidek, I. Jasiuk, Cortical bone fracture analysis using XFEM–case study, International journal for numerical methods in biomedical engineering, 2017) (4)33) e2809.

[17] M. Marco, E. Giner, R. Larraínzar-Garijo, J.R. Caeiro, M.H. Miguélez, Modelling of femur fracture using finite element procedures, Engineering Fracture Mechanics, 196 167-157 (2018).

[18] K. Piekarski, Analysis of bone as a composite material, International journal of engineering science, (1973) (6)11 565-557.

[19] D.T. Reilly, A.H. Burstein, The elastic and ultimate properties of compact bone tissue, Journal of biomechanics, 405-393 (1975) (6)8.

[20] J.D. Currey, The structure and mechanics of bone, Journal of Materials Science, 54-41 (2012) (1)47.

[21] J.H. Keyak, S.A. Rossi, Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress-and strain-based failure theories, Journal of biomechanics, 214-209 (2000) (2)33.

[22] C. Les, J. Keyak, S.M. Stover, K. Taylor, A. Kaneps, Estimation of material properties in the equine metacarpus with use of quantitative computed tomography, Journal of Orthopaedic Research, 833-822 (1994) (6)12.

[23] 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.

[24] Z. Hashin, Failure criteria for unidirectional fiber composites, Journal of applied mechanics, (1980) (2)47 334-329.

[25] A. Matzenmiller, J. Lubliner, R. Taylor, A constitutive model for anisotropic damage in fiber-composites, Mechanics of materials, 152-125 (1995) (2)20.

[26] I. Lapczyk, J.A. Hurtado, Progressive damage modeling in fiber-reinforced materials, Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 2341-2333 (2007) (11)38.

[27] R. Cook, P. Zioupos, The fracture toughness of cancellous bone, Journal of biomechanics, 2060-2054 (2009) (13)42.

[28] E.A. Zimmermann, M.E. Launey, H.D. Barth, R.O. Ritchie, Mixed-mode fracture of human cortical bone, Biomaterials, 5884-5877 (2009) (29)30.

[29] E.M. Feerick, X.C. Liu, P. McGarry, Anisotropic mode-dependent damage of cortical bone using the extended finite element method (XFEM), Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 89-77 (2013) 20.

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

R. Shahbad, F. Alavi, M. Mirzaei, The Prediction of Femoral Fracture Location Using Extended Finite Element Method , Amirkabir J. Mech Eng., 53(8) (2021) 4595-4608.

DOI: 10.22060/mej.2021.17632.6632