مجله مهندسی مکانیک مدرس، مرداد 1394، دوره 15، شماره 5، ص‌ص 153-158

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

پیش‌بینی شکست استخوان ران با استفاده از روش اجزا محدود خطی از طریق تصاویر برش‌نگاری کمی رایانه‌ای (QCT)

پگاه امیری مطلق[1]، مجید میرزایی[2*]، وحید نایینی[1]

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

2- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

*تهران، صندوق پستی 14115-111 ، mmirzaei@modares.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 04 دی 1393

پذیرش: 05 اسفند 1393

ارائه در سایت: 15 فروردین 1394

کلید واژگان:

آنالیز اجزا محدود

استخوان ران

برش نگاری کمی رایانه ای

نیروی شکست

چکیده

روش اجزا محدود مبنی بر برش نگاری کمی رایانه، یک روش تثبیت شده برای بدست آوردن رفتار مکانیکی ساختار استخوانی می‌باشد. هدف ما در این پژوهش، استخراج روابطی خطی به منظور پیش بینی سریع و قابل اطمینان مقدار بار بحرانی شروع شکست استخوان ران بود. بدین منظور، از ده نمونه استخوان ران تازه‌ی منجمد انسان در هشت جهت بارگذاری تست آزمایشگاهی گرفته شد. مدل اجزا محدود این استخوان‌ها با استفاده از داده‌های برش نگاری کمی رایانه ای و اختصاص خواص مکانیکی مبنی بر چگالی معدنی استخوان به صورت نقطه‌ای ساخته شد و به وسیله‌ی حل خطی اجزا محدود تحلیل گردید. از معیار فاکتور خطر که بر اساس نسبت چگالی انرژی کرنشی المان به مقدار انرژی کرنشی تسلیم آن تعریف می‌شود، برای بدست آوردن روابط خطی به منظور پیش بینی بار شکست استخوان ران استفاده شد. در نهایت هشت رابطه‌ی خطی برای هشت مقدار بار اعمالی در تحلیل خطی اجزا محدود، بدست آمد. مقدار بار شکست محاسبه شده با استفاده از روابط بدست آمده تطابق خوبی با نتایج تست‌های تجربی داشت. (میانگین شیب 0/8903 و میانگین هم‌بستگی 0/8668 برای هشت مقدار بار اعمالی متفاوت). با استفاده از این روابط ارائه شده، نیروی شکست استخوان ران در جهت‌های مختلف بارگذاری به طور سریع قابل پیش بینی است. در این تحقیق روشی سریع و توانا برای پیش بینی شکست استخوان ران ارائه شد که قابل استفاده در مقادیر و جهت های متفاوت نیروی اعمالی است.

Failure Prediction of Proximal Femur using quantitative computed tomography based finite element method

Pegah Amiri Motlagh, Majid Mirzaei*, Vahid Naeini

Department of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.
*P.O.B. 14115-111 Tehran, Iran, mmirzaei@modares.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 25 December 2014
Accepted 24 February 2015
Available Online 04 April 2015

Keywords:
Finite element analysis
Femoral bone
Quantitative computed tomography
Fracture load

ABSTRACT

Quantitative computed tomography (QCT) -based finite element analysis is a commonly accepted approach for prediction of mechanical behavior of bones. The objective of this research was to suggest linear criterion in order to accelerate and increase the precision of predicting failure load in femoral bone. Accordingly, ten fresh frozen femora were QCT scanned and prepared for use in this study. The specimens were loaded under eight different orientations. Finite element model for these samples were generated from QCT images, and related mechanical properties were calculated for each single voxel based on the value of density. In addition, the models were analyzed by linear finite element method. Risk factor, that is defined as the strain energy density divided to yield strain energy for each element was used for calculations of failure load. These values were sorted for particular loads in finite element model, and the correlations between experimental and numerical results were compared. Finally, eight linear criteria for eight different load conditions were presented, and excellent correlation between empirical results (average slope: 0.8903 and average R2: 0.8668) was shown. These correlations make it possible to accelerate the prediction of femoral fracture load in various orientations. This research shows a robust and fast method for prediction of failure in bones that can be used for multiple loads and orientations.

1- مقدمه

شکستگی ناحیه بالایی و نزدیک به لگن استخوان ران (هیپ) می تواند منجر به آسیب های ناتوان کننده‌ی جدی و مرگ و میر شود [1]. در سال 1990 حدود 1/7 میلیون نفر در دنیا دچار شکستگی مفصل استخوان ران شده‌اند که پیش بینی می شود این آمار تا سال 2025 از مرز 6 میلیون نفر بگذرد و در سال 2050 بین 7/3 تا 21/3 میلیون برسد [2-4]. فراوانی این شکستگی‌ها در سراسر جهان متفاوت می باشد. بعنوان مثال شهر شیراز آمار بیشترین شکستگی مفصل استخوان ران را در آسیا دارد [5]. در سال‌های

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:

P. Amiri Motlagh, M. Mirzaei, V. Naeini, Failure Prediction of Proximal Femur using quantitative computed tomography based finite element method, *Modares Mechanical Engineering,* Vol. 15, No. 5, pp. 153-158, 2015 (In Persian)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-03-28]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.5.11.5]

اخیر محققان از روش‌های غیر مخرب برای پیش بینی رفتار مکانیکی استخوان ران استفاده کرده اند. در میان این روش‌ها، روش اجزا محدود مبنی بر برش نگاری کمی رایانه ای[1] نتایج قابل اعتمادی را در محاسبه‌ی مقدار سفتی [6]، بار و الگوی شکست استخوان ران درپی داشته است [7]. در این روش مدل سه بعدی دقیق استخوان بصورت مستقیم از تصاویر برش نگاری کمی رایانه ای ساخته می‌شود. زمان و هزینه‌های محاسباتی بالای حل غیر خطی مانع اصلی استفاده‌ی این روش درکاربردهای بالینی شده است [۸،9]. از سوی دیگر استفاده از حل خطی به علت سرعت بالا در سال‌های اخیر به منظور محاسبه‌ی بار شکست [10،11] و الگوی شکست [10،12] مورد توجه قرار گرفته است.

تعداد یا درصد المان های بحرانی بطور طبیعی برای شرایط بارگذاری متفاوت در نمونه های مختلف متفاوت می‌باشد که در این پژوهش، مقدار بار شکست از روی درصد المان‌های بحرانی استخوان ران پیش بینی شده است [10]. هدف این مطالعه ارائه روشی مطمئن برای پیش بینی نیروی شکست استخوان ران با استفاده از برش نگاری کمی رایانه‌ای و مبتنی بر حل خطی به منظور توسعه‌ی روش های المان محدود خطی پیشین، از طریق معیاری بر اساس نسبت چگالی انرژی کرنشی به مقدار چگالی انرژی کرنشی تسلیم (فاکتور خطر[2]) بود. با توجه به هم‌بستگی خوب و مقدار خطای کم نیروی شکست پیش بینی شده نسبت به نتایج آزمایش‌های تجربی (جدول 3) روش ارائه شده قابل اطمینان است.

2- مواد و روش‌ها

2-1- آماده سازی نمونه‌ها

در این تحقیق از تعداد 10 نمونه استخوان تازه و منجمد ران انسان (9 جسد 20-50 ساله، 5 مرد و 4 زن) استفاده شد. (جدول 1). این نمونه‌ها طبق روش‌های استاندارد توسط بانک اعضای ایران از جسد جداسازی شده و سپس منجمد شده‌اند. علت مرگ نمونه‌ها عارضه‌ی قلبی، مرگ مغزی و سقوط بوده است. تصاویر رادیوگرافی نمونه‌ها به منظور اطمینان از عدم وجود تومور استخوانی، نقص‌های پاتولوژیکی و شکستگی مورد بررسی قرار گرفته است. به منظور افزایش اعتبار نتایج و قابلیت استفاده از آن‌ها برای شرایط داخل بدن، تمامی نمونه‌ها در کمتر از 24 ساعت پس از فوت استخراج و در مراحل پاک سازی بافت‌ها و حمل و نقل، زنجیره‌ی سرد حفظ گردید. نمونه‌ها پس از برداشت در فریزری با دمای 70- درجه سانتی گراد نگهداری شدند. حمل و نقل نمونه‌ها در نایلون‌های دو لایه و در تماس با یخ خشک درون محفظه‌ای مخصوص صورت گرفت. نمونه‌ها بلافاصله پس از خروج از فریزر مورد تصویر برداری سه بعدی قرار گرفتند. سپس به فریزر با دمای 20- درجه سانتی گراد منتقل شدند. در مدت زمان حداکثر 24 ساعت از نمونه‌ها تست آزمایشگاهی گرفته شد.

2-2- پردازش تصاویر برش نگاری کمی رایانه‌ای

هر کدام از نمونه‌ها به صورت جداگانه در فریم نگهدارنده قرار گرفته و سپس همراه فریم داخل محفظه‌ای از جنس پلکسی گلاس قرار داده شدند. تصاویر برش نگاری رایانه‌ای توسط دستگاه سیتی اسکن بالینی ثبت شدند. برای کالیبره کردن مقدار هانسفیلد و محاسبه‌ی چگالی معادل مقادیر سیاه-سفید، از فانتوم کالیبراسیون استفاده شد. این فانتوم دارای پنج میله با چگالی‌های مشخص می‌باشد و می‌توان چگالی معادل دی پتاسیم هیدروژن فسفات (K_2HPO_4) هر نقطه را بدست آورد و با استفاده از رابطه‌ی (1) مقدار چگالی خاکستر استخوان برای هر المان تعریف می‌شود [13].

$$\rho_{ash} = 1.22\rho_{KPH} + 0.052 \quad (1)$$

2-3- تحلیل اجزا محدود

با استفاده از کد پردازش تصویر، ابتدا تصاویر در مقاطع متمادی فراخوانی شده و سپس برای هر مقطع، مرز بین استخوان و محیط اطراف که آب است مشخص گردید و در نهایت مدل اجزا محدود استخوان ران از طریق کنار هم گذاشتن قسمت‌های مشخص شده در تصاویر در مقاطع متمادی و تبدیل وکسل های بدست آمده به المان های 8 گره ای آجری تولید شد. با استفاده از چگالی خاکستر استخوان و روابط (2) و (3)، مدول الاستیسیته و استحکام تسلیم به هر المان تخصیص داده شد [14].

$$E = \begin{cases} 33.900\rho_{ash}^{2.20} & \rho_{ash} \le 0.27 \\ 5.307\rho_{ash} + 469 & 0.27 < \rho_{ash} \le 0.6 \\ 10.200\rho_{ash}^{2.01} & \rho_{ash} \ge 0.6 \end{cases} \quad (2)$$

$$S = \begin{cases} 137\rho_{ash}^{1.88} & \rho_{ash} \le 0.317 \\ 114\rho_{ash}^{1.72} & \rho_{ash} \ge 0.317 \end{cases} \quad (3)$$

صفحه‌ای مرجع برای یکسان بودن شرایط تست‌های مکانیکی و اجزا محدود به نام صفحه‌ی کرونال[3] برای استخوان ران تعریف شده است. سه نقطه‌ی مرجع برای تعریف این صفحه، براساس تصاویر برش نگاری کمی رایانه‌ای و به روش ارائه شده توسط میرزایی و همکارانش [12] مشخص گردیده است (شکل 1). در دستگاه مختصات قراردادی، α بیانگر زاویه‌ی بین بار اعمالی و صفحه‌ی ساجیتال[4] و β زاویه‌ی بین بار اعمالی و صفحه‌ی کرونال است (شکل 2). برای تبدیل دستگاه مختصات قراردادی (α-β) به دستگاه مختصات کروی استفاده شده در این تحقیق (ϕ-θ)، از روابط (4) بهره برده شده است. مرکز این دستگاه مختصات کروی در مرکز سر استخوان ران که با استفاده از سه نقطه مرجع مشخص شده بدست آمده است، قرار گرفت. محور X به سمت مرکز سر استخوان ران از دید میانی، محور Z به سمت مرکز سر استخوان ران از دید بالا و محور Y عمود بر صفحه‌ی کرونال تعریف شده است. زاویه‌ی ϕ، زاویه‌ی بین جهت بار اعمالی و محور Z دستگاه مختصات کروی می‌باشد و θ نشان دهنده‌ی زاویه‌ی بین جهت بار اعمالی و محور X دستگاه مختصات کروی است. بارگذاری بر روی هر کدام از نمونه‌های استخوانی در این دستگاه مختصات صورت گرفت و برای هر کدام از نمونه‌ها در تحلیل اجزا محدود نیز این دستگاه مختصات معرفی و بارگذاری مطابق با بارگذاری اعمال شده در تست مکانیکی انجام شد.

$$\tan\theta = \tan\beta / \tan\alpha, \quad \tan\varphi = \tan\alpha / \cos\theta \quad (4)$$

شرایط مرزی و بارگذاری برای تحلیل اجزا محدود براساس آزمایش طراحی شده، اعمال شده است. در این تحقیق استخوان در حالت ایستاده تحت بارگذاری قرار گرفت و به منظور کاربرد بالینی تحقیق، با انتخاب زوایای متفاوت α و β، نیروی شکست استخوان ران در جهت‌های مختلف بدست آمد. ناحیه‌ی تنه‌ی استخوان ران از پایین به اندازه‌ی 8 سانتی متر بصورت گیردار مقید شد. براساس زاویه‌ی بارگذاری α و β، نیرو بصورت گسترده به تمام المان‌های درگیر در ناحیه‌ای به قطر 15سانتی متر در سر استخوان ران اعمال گردید. برای جلوگیری از واپیچش المان‌های تحت بارگذاری مستقیم، به المان‌های حاضر در ناحیه‌ی بارگذاری، مدول الاستیسیته‌ی 20 گیگا پاسکال

1- Quantitative Computer Tomography (QCT)
2- Risk Factor

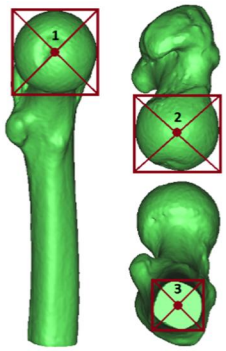
3- Coronal Plane
4- Sagittal Plane

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-03-28]

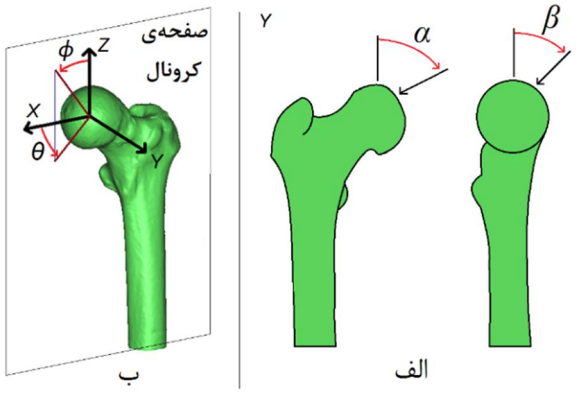
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.5.11.5]

جدول 1 مشخصات نمونه های استخوانی و جهت بارگذاری هر نمونه

شماره	سن (سال)	جنسیت	سمت	جهت بارگذاری (درجه)	
				α	β
1	45	مرد	چپ	10	0
2	50	مرد	راست	10	0
3	24	زن	راست	10	0
4	25	زن	چپ	15	30
5	44	مرد	چپ	15	0
6	35	زن	راست	0	-28
7	37	زن	چپ	20	0
8	40	مرد	راست	-20	0
9	20	مرد	راست	0	-20
10	20	مرد	چپ	0	20



شکل 1 نقاط مرجع برای تعریف صفحه‌ی کرونال



شکل 2 دستگاه های مختصات ، الف- دستگاه مختصات قراردادی ب- دستگاه مختصات کروی [12]

و استحکام تسلیم 200 مگا پاسکال اختصاص داده شد [15،16]. همچنین به تمامی المان‌ها ضریب پؤاسون 0/4 نسبت داده شد [14].

مدل اجزا محدود خطی هرکدام از نمونه ها با استفاده از نرم افزار انسیس[1] و رایانه‌ی رومیزی (چهار هسته ای با سرعت 2/7 گیگا هرتز و مقدار حافظه‌ی با دسترسی تصادفی[2] 4 گیگا بایت) تحلیل شد. این مدل‌ها به طور میانگین دارای تعداد 200،000 المان آجری مکعبی با ابعاد 1x1x1 میلی متر مربع [10] بودند که میانگین زمان حل خطی 5 دقیقه بود.

مقدار فاکتور خطر (*RF*) بصورت حاصل تقسیم چگالی انرژی کرنشی المان واحد بر چگالی انرژی کرنشی تسلیم تعریف شد. سپس از طریق برنامه‌ی رایانه‌ای فاکتورهای خطر المان‌ها بصورت نزولی مرتب شدند. مقدار میانگین *RF* تمامی المان‌ها به جز المان‌های شرایط مرزی بصورت پارامتر RF_{avg} تعریف گردیدند. از سوی دیگر ضریب تصحیح بار[3] از حاصل تقسیم بار اعمالی در حل اجزا محدود به مقدار بار شکست تجربی بدست آمد (رابطه‌ی (5)). برای المان‌های مرتب شده بر اساس *RF*، المان‌های بحرانی، المان‌هایی می‌باشند که میانگین *RF* همه‌ی آن‌ها با مقدار *LMF* برابر شده است. با بدست آوردن درصد این المان‌ها نسبت به المان‌های کل مدل برای 10 نمونه استخوان ران، روابطی خطی بین مقدار بار اعمالی در حل خطی اجزا محدود و درصد المان‌های بحرانی برای تعداد 8 مقدار نیرو از 6 تا 13 کیلو نیوتن بدست آمد (جدول 2).

در ادامه مقدار نیروی شکست استخوان‌ها با استفاده از هر کدام از این روابط خطی بدست آمده، پیش بینی شد (جدول 3).

$$LMF = F_{FEA}/F_{Exp} \quad (5)$$

2-4- آزمایش ها

برای دستیابی به زاویه‌های α و β مورد نظر، از فیکسچر 5 درجه آزادی با قابلیت تنظیم زوایای θ و ϕ بوسیله‌ی صفحات مدرج، استفاده گردید. این فیکسچر، قابلیت بارگذاری نمونه‌های استخوان ران در بازه‌ی 30- تا 30+ درجه برای زاویه‌های α و β در فضا را داشت. ناحیه‌ی تنه‌ی استخوان ران به اندازه 8 سانتی متر در این فیکسچر مقید شد. جهت صفحه کرونال نمونه با دستگاه مختصات مرجع فیکسچر تنظیم گردید. برای توزیع نیروی گسترده‌ی اعمالی از یک سرپوش فلزی طراحی شده بر اساس اندازه‌ی سر استخوان ران استفاده شد (شکل 3).

جدول 2 روابط فاکتور خطر با درصد المان‌های بحرانی در مقادیر نیرویی متفاوت

نیرو (کیلو نیوتن)	رابطه‌ی فاکتور خطر با درصد المان‌های بحرانی	همبستگی (R^2)
6	$76/377 \times RF_{avg} - 1/666$	0/8813
7	$67/588 \times RF_{avg} + 1/621$	0/8968
8	$59/808 \times RF_{avg} - 0/966$	0/9004
9	$44/918 \times RF_{avg} + 0/579$	0/9137
10	$41/175 \times RF_{avg} - 0/307$	0/9113
11	$37/755 \times RF_{avg} + 0/430$	0/9019
12	$34/478 \times RF_{avg} - 1/870$	0/8896
13	$31/627 \times RF_{avg} - 1/389$	0/8843

جدول3 روابط نیروی شکست پیش بینی شده با نیروی شکست تست تجربی در مقادیر نیرویی متفاوت

نیرو (کیلو نیوتن)	رابطه‌ی نیروی شکست پیش بینی شده با نیروی شکست تست تجربی	همبستگی (R^2)	میانگین خطای پیش بینی بارشکست همه‌ی نمونه‌ها (%)
6	$0/8791 \times F_{FE} + 322/51$	0/8547	14/3
7	$0/8833 \times F_{FE} + 303/67$	0/8673	13/8
8	$0/8906 \times F_{FE} + 289/44$	0/8781	12/4
9	$0/9094 \times F_{FE} + 223/35$	0/8807	11/2
10	$0/8987 \times F_{FE} + 246/43$	0/8827	11/7
11	$0/8912 \times F_{FE} + 287/25$	0/8692	12/3
12	$0/8882 \times F_{FE} + 311/28$	0/8526	13/5
13	$0/8819 \times F_{FE} + 343/56$	0/8494	14/1

1- ANSYS
2- Random Access Memory (RAM)
3- Load Modification factor (LMF)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-03-28]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.5.11.5]



شکل 3 نمونه استخوان ران مقید شده در فیکسچر و تحت شرایط بارگذاری در دستگاه تست کشش-فشار

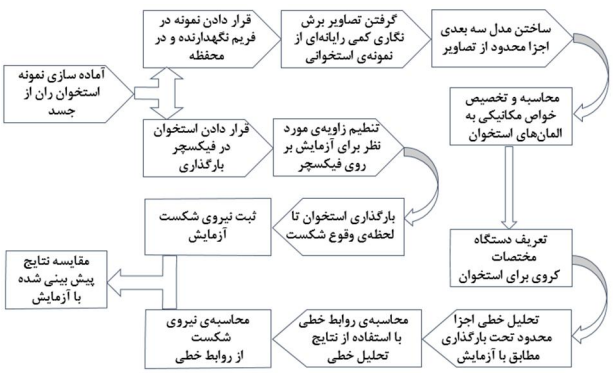
تست‌ها با استفاده از دستگاه تست کشش-فشار انجام شد. در ابتدا پیش باری به اندازه‌ی 100 نیوتن به منظور اطمینان از پایدار شدن نیرو به نمونه وارد شد، سپس تغییر مکانی با نرخ 1 میلی متر بر دقیقه [8، 13] به منظور حفظ شرایط استاتیکی بارگذاری تا زمان رخ دادن شکست در استخوان اعمال گردید.

در فلوچارت آورده شده در شکل 4، مراحل اجرایی این تحقیق به صورت خلاصه نشان داده شده است.

3- نتایج

نمودارهای نمایش داده شده در شکل‌های 5 و 6 هم‌بستگی قابل قبولی بین درصد المان‌های بحرانی و مقدار میانگین فاکتور ریسک همه‌ی المان‌ها را نشان می‌دهند که به عنوان نمونه برای دو مقدار بارگذاری 9 و 11 کیلو نیوتن نمایش داده شده است. تمامی روابط بدست آمده در جدول 2 آورده شده‌اند که همگی دارای هم‌بستگی قابل قبولی می‌باشند.

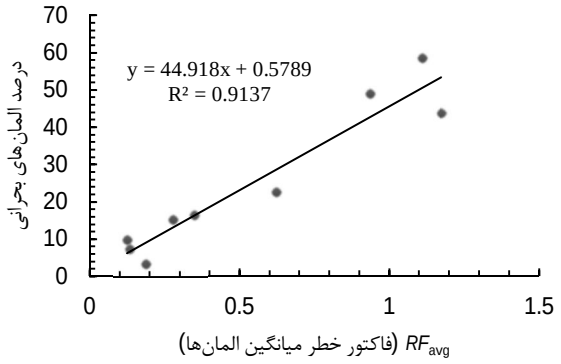
با استفاده از این روابط خطی بدست آمده، مقدار بار شکست نمونه‌های استخوانی با موفقیت محاسبه شدند. همچنین به منظور استفاده‌ی کاربردی از



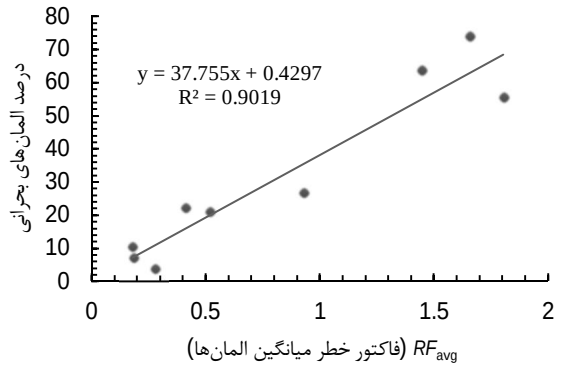
شکل 4 فلوچارت مراحل انجام شده‌ی تحقیق

روابط خطی، بار شکست نمونه‌ای که در تست مکانیکی با مقدار نیروی 6420 نیوتن شکسته شده از رابطه‌ی مربوط به مقدار بار اجزا محدود 7 کیلو نیوتن، 6879 نیوتن (7/14 % خطا) و از رابطه‌ی 10 کیلو نیوتن بار اجزا محدود، 5493 نیوتن (14/43 % خطا) پیش بینی شد. همچنین برای نمونه‌ی دیگری که مقدار بار شکست آن در تست مکانیکی 11600 بود، مقدار بار شکست از رابطه‌ی خطی مربوط به مقدار بار اجزا محدود 12 کیلو نیوتن، 10988 نیوتن (7/78 % خطا) و از رابطه‌ی مربوط به 8 کیلو نیوتن بار اجزا محدود، 13107 نیوتن (12/99 % خطا) پیش بینی شد. برای نمونه‌های دیگر نیز این روند مشابه بود. بدین معنی که رابطه‌ی خطی‌ای که مقدار بار اعمالی تحلیل خطی اجزا محدود آن به بار شکست نزدیک تر بود پیش بینی دقیق‌تری از نیروی شکست داشت.

در نمودارهای نشان داده شده در شکل‌های 7 و 8 شیب بین مقدار نیروی شکست پیش بینی شده و مقدار بدست آمده از تست فشار برای دو مقدار بار اعمالی 9 و 11 کیلو نیوتن در حل خطی اجزا محدود ، نشان دهنده‌ی نتایج قابل قبول این روش می‌باشد. همچنین تمامی مقادیر شیب و هم‌بستگی بین نتایج پیش بینی شده و تست تجربی در جدول 3 آورده شده است که شیب نزدیک به 1 و هم‌بستگی بالا برای تمامی مقادیر نیرویی، نشان دهنده‌ی قابل اطمینان بودن این روش خطی است. همچنین مقدار خطای نیروی شکست پیش‌بینی شده نسبت به نیروی شکست حاصله از آزمایش‌های تجربی، قبول می‌باشد که مقدار میانگین این خطا برای همه‌ی نمونه‌ها با توجه به رابطه‌ی خطی مورد استفاده در جدول 3 ذکر شده است.



شکل 5 نمودار رابطه‌ی فاکتور خطر با درصد المان های بحرانی برای نیروی 9 کیلو نیوتن



شکل 6 نمودار رابطه‌ی فاکتور خطر با درصد المان های بحرانی برای نیروی 11 کیلو نیوتن

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-03-28]

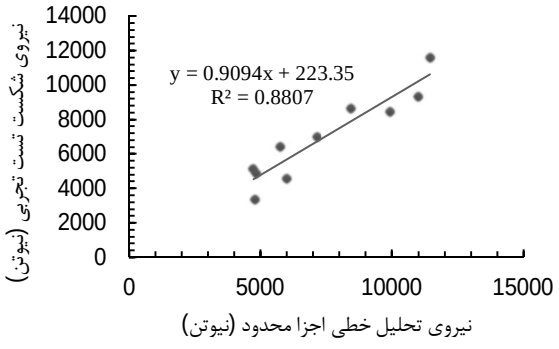
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.5.11.5]

4- بحث

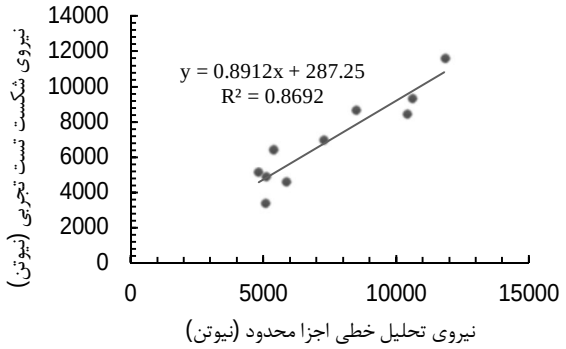
تاکنون بررسی‌های متعددی بر روی پیش بینی استحکام استخوان ران با استفاده از آنالیز اجزا محدود مبتنی بر برش نگاری کمی رایانه‌ای صورت گرفته است. نتایج تحقیقات نشان می‌دهد که تحلیل اجزا محدود غیر خطی، استحکام استخوان و شکست آن را با دقت خوبی پیش بینی می‌کند. ولی زمان بر بودن این روش‌ها مانع از کاربرد بالینی آن‌ها شده است. به منظور کاربرد بالینی پیش بینی استحکام و احتمال شکست استخوان با استفاده از آنالیز اجزا محدود باید مراحل انجام کار ساده و قابل انجام با سرعت بالا باشد. از طرفی دیگر تلاش‌های اخیر برای پیش بینی استحکام استخوان با استفاده از آنالیز خطی نتایج مطلوبی را به همراه نداشته است. تنها روشی که نسبت به سایرین موفقیت بیشتری داشته است، روش نیشی یاما و همکارانش بوده است (شیب 0/68 و هم‌بستگی 0/81) [11].

در این تحقیق روشی برای پیش بینی سریع و قابل اطمینان استحکام استخوان ران برای بارگذاری در حالت ایستاده در مقادیر بار اعمالی متفاوت ارائه شده است. اولین مزیت این روش قابلیت استخراج مدل سه بعدی با هندسه‌ی دقیق از تصاویر برش نگاری کمی رایانه‌ای است. معرفی خواص مکانیکی استخوان به صورت نقطه‌ای و بر اساس چگالی معدنی استخوان از دیگر مزیت های این روش است. یکسان بودن شرایط بارگذاری و شرایط مرزی در مدل اجزا محدود و تست‌های تجربی دیگر برتری این تحقیق می باشد که قابل اطمینان بودن نتایج بدست آمده را نشان می‌دهد. همچنین قابلیت محاسبه‌ی مقدار بار شکست با استفاده از تحلیل خطی اجزا محدود، با اعمال بار اختیاری که دقت بالایی را در پیش بینی بار شکست در هر میزان بار اعمالی در تحلیل اجزا محدود به همراه داشت، از دیگر مزیت‌های روش به کار برده شده است. نتایج این تحقیق نشان می دهد که پیش بینی بار شکست به وسیله‌ی رابطه‌ای که بار اعمالی مربوط به آن در تحلیل خطی اجزا محدود، در محدوده‌ای نزدیک به مقدار بار شکست استخوان است، با دقت بیشتری محاسبه شده است. بنابرین با استفاده از رابطه‌ی خطی مناسب، نیروی شکست استخوان ران با مقدار حداقل 5% خطای کمتر نسبت به مواردی که از رابطه‌ای با اختلاف بیش از 2 کیلو نیوتن مابین بار اعمالی در تحلیل خطی اجزا محدود و بار شکست نمونه، استفاده شده است، قابل پیش بینی است. لذا می‌توان با توجه به زاویه‌ی بارگذاری مورد نظر در حل خطی اجزا محدود، از رابطه‌ی مربوط به نیرویی که به مقدار نیروی شکست نزدیک‌تر است استفاده کرد.

هدف این پژوهش، بدست آوردن استحکام نهایی (یک مقدار واحد بار



شکل 7 نمودار رابطه‌ی نیروی شکست پیش بینی شده با نیروی شکست تست تجربی برای نیروی 9 کیلو نیوتن



شکل 8 نمودار رابطه‌ی نیروی شکست پیش بینی شده با نیروی شکست تست تجربی برای نیروی 11 کیلو نیوتن

برای شروع آسیب) در دیاگرام غیرخطی نیرو-تغییر مکان، با استفاده از روشی خطی بود. منطق این روش بر اساس رسیدن مقدار انرژی نواحی بحرانی به مقدار انرژی کرنشی تسلیم است. از آنجایی که انرژی کرنشی از تانسور تنش و کرنش بدست می‌آید، بیانگر هر دو شدت نیرو و تغییر شکل استخوان می‌باشد. همچنین تعداد المان‌های بحرانی علاوه بر اینکه به جهت بارگذاری وابسته است، تحت تأثیر توزیع خواص مکانیکی در استخوان نیز می‌باشد.

از جمله مواردی که می‌توان به آن برای بالا بردن دقت این روش اشاره کرد به کار بردن دقت در ابزار گرفتن تصاویر سی تی اسکن و تحلیل تصاویر با تلفیق تکنیک‌های جدید است. از جنبه‌ای دیگر، استفاده از روابطی یکسان برای معرفی خواص کششی و فشاری رفتار استخوان با اینکه نتایج بدست آمده از تحلیل اجزا محدود تطابق بسیار خوبی با نتایج تست‌های تجربی داشته است، یکی از منابع ایجاد خطا می‌باشد. عدم وجود یک تئوری اثبات شده برای محاسبه‌ی استحکام استخوان یکی از چالش‌های انجام این پژوهش بوده است. از کاربردهای مهم بالینی این تحقیق می‌توان به تحلیل مقاومت استخوان بیمار و تعیین حرکات پر خطر ویژه‌ی هر بیمار اشاره نمود. در این مقاله سعی بر این شده است که روشی بر اساس معیار فاکتور خطر برای محاسبه استحکام استخوان ران ارائه شود و با اعتبارسنجی نتایج بر گرفته از این روش با نتایج آزمایش‌های تجربی، قابل اطمینان بودن این روش اثبات گردد. در نهایت روش ارائه شده در این تحقیق مبنی بر معیار فاکتور خطر و تحلیل خطی اجزا محدود، قابل استفاده برای سایر استخوان‌ها نیز می‌باشد، چرا که این روش دارای مراحلی با قاعده‌ی کلی و تحلیل منطقی داده‌های بدست آمده از آنالیز خطی اجزا محدود می‌باشد و تمامی مراحل کار مستقل از نوع استخوان است.

5- فهرست علایم

E	مدول الاستیسیته (Nmm^{-2})
S	استحکام تسلیم (Nmm^{-2})

علایم یونانی

α	زاویه‌ی بین بار اعمالی به سر استخوان ران و صفحه‌ی ساجیتال (درجه)
β	زاویه‌ی بین بار اعمالی به سر استخوان ران و صفحه‌ی کرونال (درجه)
θ	زاویه‌ی بین جهت بار اعمالی و محور X دستگاه مختصات کروی (درجه)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-03-28]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.5.11.5]

ρ	چگالی (gcm^{-3})
ϕ	زاویه‌ی بین جهت بار اعمالی و محور Z دستگاه مختصات کروی (درجه)

زیرنویس‌ها

KPH	دی پتاسیم هیدروژن فسفات (K_2PHO_4)
ash	خاکستر استخوان

6- مراجع

[1] C. Rogmark, A. Carlsson, O. Johnell, I. Sembo, Costs of internal fixation and arthroplasty for displaced femoral neck fractures: a randomized study of 68 patients. *Acta Orthop Scand*, Vol. 74 No. 3, pp. 293-8, 2003.

[2] Incidence and costs to medicare of fractures among patients aged >65 years –UnitedStates, *Morbidity and mortality weekly report*, Vol. 54, No. 4, pp. 877-83, July 1991- June 1992-MMWR October 1996.

[3] B. Gullberg, O. Johnell, J.A. Kanis, World-wide projections for hip fracture, *Osteoporosis international*, Vol. 7, No. 5, pp. 407-413, 1997.

[4] G. Ballane, J.A. Cauley, A. Arabi, G.E. Fuleihan, Chapter 27 — geographic variability in hip and vertebral fractures, *Osteoporos*, 4th ed., vol. 45 Academic Press, San Diego, pp. 623–644, 2013.

[5] M. Soveid, A.R. Serati, M. Masoompoor, Incidence of hip fracture in Shiraz, Iran, *Osteoporosis international*, Vol. 16, No. 11, pp. 1412-1416, 2005.

[6] E. Schileo, F. Taddei, L. Cristofolini, M. Viceconti, Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro , *J Biomech* , Vol. 41 , pp. 356–367, 2008.

[7] 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, *J Biomech*, Vol. 32 , pp. 1013–1020, 1999.

[8] J.H. Keyak, Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models, *Med Eng Phys*, Vol. 23, pp. 165–173, 2001.

[9] D. Dragomir-Daescu, J.O. Den Buijs, S. McEligot, Y. Dai, R.C. Entwistle, C. Salas, et al., Robust QCT/FEA models of proximal femur stiffness and fracture load during a sideways fall on the hip, *Ann Biomed Eng*, Vol. 39 , pp. 742–755, 2011.

[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*, Vol. 64 , pp. 108-114, 2014.

[11] 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, *J Biomech*, Vol. 46, pp. 1231–1236, 2013.

[12] 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, *Proceedings of the International Conference on Biomechanics and Biomedical Engineering*, Copenhagen, Denmark , pp. 111–117 , 2012.

[13] C.M. Les, J.H. Keyak, S.M. Stover, K.T. Taylor, A.J. Kaneps, Estimation of material properties in the equine metacarpus with use of quantitative computed tomography, *J Orthop Rest*, Vol. 12, No. 6, pp. 822-833, 1994.

[14] J.H. Keyak, S.A. Rossi, K.A. Jones, H.B. Skinner, Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling, *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, No. 2, pp. 125-133, 1997.

[15] J.H. Keyak, T.S. Kaneko, J. Tehranzadeh, H.B. Skinner, Predicting proximal femoral strength using structural engineering models, *Clin Orthop Relat Res*, No. 437 , pp. 219–228, 2005.

[16] 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*, Vol. 19, pp. 539-544, 2001.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-03-28]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.5.11.5]