



تحلیل آزمایشگاهی و محاسباتی نیرو و الگوی شکست استخوان ران انسان با استفاده از مدل ناحیه چسبنده

فاطمه السادات علوی¹، مجید میرزائی^{2*}

1- پژوهشگر پسا دکتری، 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: 23 اردیبهشت 1394
پذیرش: 31 مرداد 1394
ارائه در سایت: 23 شهریور 1394
کلید واژگان:
تحلیل آزمایشگاهی و محاسباتی
شکست استخوان ران
روش المان محدود
برش نگاری کمی کامپیوتری
مدل ناحیه چسبنده

چکیده

شکست استخوان ران از جمله پر اهمیت ترین دلایل ناتوانی و مرگ، علی الخصوص در میان سالمندان به شمار می آید. بنابراین تلاش های جهانی برای تحقیق در زمینه ارزیابی غیرتهاجمی شکست استخوان ران در حال انجام است. در این تحقیق، به منظور مطالعه رفتار استخوان ران تحت بارگذاری های مختلف، استخوان ها به دو گروه استخوان ها با بارگذاری منتج به سفتی بالا و با بارگذاری منتج به سفتی پائین تقسیم بندی شده اند. تحلیل آزمایشگاهی و محاسباتی الگوهای تغییر فرم و شکست استخوان با استفاده از تصاویر برش نگاری کمی کامپیوتری و روش اجزاء محدود صورت گرفته شده است. برای پیش بینی نیرو و الگوی شکست استخوان ران برای گروه استخوان ها با بارگذاری منتج به سفتی بالا از تحلیل خطی و برای گروه استخوان ها با بارگذاری منتج به سفتی پائین از تحلیل غیرخطی المان محدود استفاده شده است. در تحلیل المان محدود این گروه، از مدل ناحیه چسبنده برای مدل سازی شروع و رشد آسیب استفاده شده است. مقایسه نتایج تحلیل عددی و نتایج آزمون های تجربی نشان دهنده شبیه سازی و پیش بینی موفق شکست استخوان ران تحت بارگذاری های مختلف بوده است.

Experimental and Computational Analysis of Fracture Load and Pattern of Human Femur using Cohesive Zone Model

Fatemeh Alavi, Majid Mirzaei*

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 13 May 2015
Accepted 22 August 2015
Available Online 14 September 2015

Keywords:

Experimental and computational analysis
Femur fracture
Finite element method (FEM)
Quantitative computed tomography (QCT)
Cohesive zone model (CZM)

ABSTRACT

Fracture of femur is considered as one of the most significant causes of disability and death, especially among the elderly. Therefore, there is a global effort towards noninvasive assessment of the femoral fractures. This study was aimed at investigation of the mechanical behavior of human femur subjected to various loading orientations, under the two categories of high-stiffness (HS) and low-stiffness (LS) loading conditions. The experimental and computational analysis of deformation and fracture patterns were carried out using the QCT images and finite element analysis. The predictions of the force and fracture pattern of the HS and LS specimens were performed using linear and nonlinear finite element analyses, respectively. Also, the cohesive zone model (CZM) was used to simulate the damage initiation and propagation in the finite element analysis of latter specimens. Comparison between the results of the numerical analysis and the experimentation showed successful simulation and prediction of fracture force of human femur under various loading orientations.

1- مقدمه

کنار اطلاعات دقیق هندسی، از خواص مکانیکی تک تک المان های تشکیل دهنده آن نیز مطلع بود تا بتوان ارزیابی دقیقی از پاسخ کل استخوان بدست آورد. در روش های معمول که در آن ها به داده های محدودی همچون چگالی استخوان و یا داده های هندسی صرف، اتکا می شود، عموماً نتایج ضعیفی حاصل می آید که این امر کاربرد روش المان محدود در این حوزه را توجیه پذیر می سازد. دستیابی به نتایج مطلوب در ارزیابی ریسک شکستگی های استخوانی مستلزم به کارگیری مجموعه ای از داده ها شامل هندسه دقیق استخوان، توزیع چگالی استخوانی و ویژگی های مکانیکی المان های سازنده

مفصل استخوان ران از جمله مستعد ترین نواحی بدن انسان برای شکست می باشد و وابسته به نوع نیرویی که به آن وارد می شود در نواحی مختلف خطر آسیب دیدگی وجود دارد. با بررسی بر روی محل شروع ترک و مسیر گسترش آسیب می توان از آسیب های شدید پیشگیری کرد. با شناخت ناحیه رشد ترک می توان پروتزهای مناسبی طراحی کرد و همین طور به روند درمان کمک شایانی کرد. به منظور شبیه سازی و تحلیل دقیق شکست استخوان، لازم است در

Please cite this article using:

F. Alavi, M. Mirzaei, Experimental and Computational Analysis of Fracture Load and Pattern of Human Femur using Cohesive Zone Model, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 10, pp. 192-200, 2015 (In Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

فیبریل های کلاژن معدنی شده¹¹، تک لاملای زیر میکرونی¹² و ساختار لاملار¹³ میکرونی انجام گرفت. در تحقیق دیگری برای بالا بردن ارزیابی ریسک شکست استخوان، از دستاورد تحلیل چندمقیاسی در ابعاد میکرو و ماکرو با استفاده از المان محدود چسبنده بهره گرفته شد [5]. رویکرد محاسباتی به منظور پیش بینی الگوی شکست استخوان ران ویژه هر نمونه¹⁴ با استفاده از المان محدود تعمیم یافته ارائه شد [19].

رفتار مکانیکی استخوان از دو دیدگاه مادی و ساختاری قابل بررسی است. خواص بافت استخوانی با انجام آزمون های استاندارد مکانیکی روی نمونه های بافت استخوانی یکنواخت قابل ارزیابی است. وابسته به بزرگنمایی آزمون سطح، بافت نسبتاً مستقل از ساختار یا هندسه استخوان می باشد [20]. با بررسی رفتار مکانیکی استخوان به عنوان واحد آناتومیک کلی، سهم خواص ساختاری می تواند تعیین گردد. اکثر تلاش های انجام شده در زمینه استفاده از المان محدود چسبنده از دیدگاه مادی به استخوان بوده و قطعه ای از استخوان به صورت میکرو و یا ماکرو مقیاسی مورد بررسی واقع شده اند. در حالی که در هیچ تحقیقی به بحث شکست ماکرومکانیکی استخوان از دیدگاه ساختاری در کنار دیدگاه مادی اشاره نشده است. در مقاله حاضر تحلیل شکست استخوان ران انسان تحت بارگذاری واقعی انجام گرفته شده و در تحلیل المان محدود گروهی از استخوان ها از المان های چسبنده برای مدل سازی شروع و مسیر گسترش آسیب استفاده شده است.

2- مواد و روش ها

2-1- مشخصات نمونه های استخوانی انسانی

در این مقاله 6 نمونه استخوان ران انسانی از بانک اعضای پیوندی تهیه گردید. تمامی استخوان ها توسط متخصص مربوطه از جسد انسان جداسازی شده، بافت های نرم و عضلات مرتبط پاک سازی شده اند و سپس نیمه فوقانی استخوان به طول 20 سانتی متر با اره جدا گردیده است. جهت اطمینان از عدم شکستگی و عدم وجود ترک یا تومور استخوانی تصویر رادیوگرافی از تمامی نمونه ها تهیه شده است.

صفحاتی عمود برهم به نام های صفحات کرونال¹⁵ و سجیتال¹⁶ تعریف گردیده که به ترتیب بدن را به دو قسمت جلویی-پشتی و سمت راست-چپ تقسیم بندی می کند. با کمک این دو صفحه، زوایای اعمال بارگذاری بر استخوان ران تعریف می گردد. زاویه α زاویه بین راستای بار اعمالی و صفحه سجیتال و زاویه β زاویه بین راستای بار اعمالی و صفحه کرونال می باشد. به طور کلی مطالعه نوع شکست با توجه به سفتی استخوان منتج از بار به دو دسته تقسیم بندی گردید که این تقسیم بندی متأثر از زوایای بارگذاری بوده است. بخش اول مربوط به نمونه هایی است که تحت زوایایی (ترکیب α و β) بارگذاری می گیرند که استخوان تحت این زوایا سفتی بالا از خود نشان می دهند و روند شکستی مطابق الگوی بدست آمده از تحلیل خطی دارند. مقدار سفتی استخوان ران از روی نمودارهای نیرو-جابجایی آزمون های تجربی بدست می آید. بخش دوم شامل نمونه هایی است که با ترکیب زوایایی بارگذاری شده اند که در نتیجه آن استخوان ران سفتی پائین از خود نشان می دهند. این نمونه ها از الگوی شکست خطی تبعیت نکرده و تحلیل غیرخطی المان محدود با استفاده از المان های چسبنده، برای شبیه سازی و

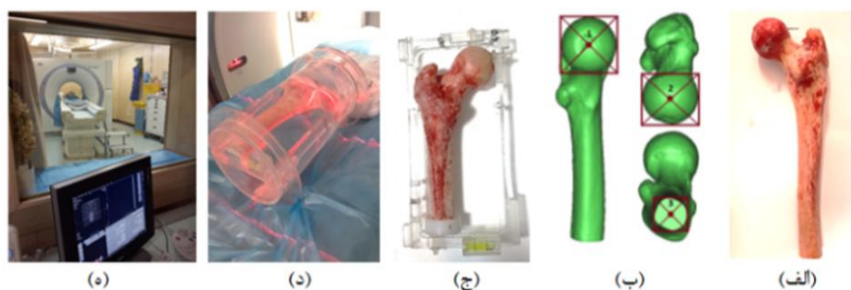
استخوان می باشد تا بتوان در بارگذاری های پیچیده، رفتار دقیق استخوان را مورد ارزیابی قرار داد. تحقیقات انجام شده در سال های اخیر نشان می دهند که استفاده از روش تحلیل المان محدود مبتنی بر داده های بدست آمده از سیستم برش نگاری کمی کامپیوتری¹ قادر است ریسک شکستگی را در نمونه های استخوانی با دقت بسیار خوبی برآورد نماید [1]. در این روش اطلاعات هندسی، ویژگی های مکانیکی و توزیع چگالی استخوان مورد نظر به کمک داده های کمی بدست آمده از سیستم برش نگاری تهیه و جهت ارزیابی رفتار مکانیکی نمونه در اختیار نرم افزار المان محدود قرار می گیرد. بدین ترتیب می توان با اعمال شرایط مرزی مشابه شرایط فیزیولوژیکی بدن و تحت بارگذاری های مختلف، رفتار استخوان را مورد مطالعه قرار داد. مطالعات محاسباتی در زمینه شکست استخوان ران نشان داده شده که معیار غالب شکست در این استخوان، معیار بیشینه کرنش اصلی می باشد. در این بررسی ها میزان ریسک و موقعیت شکست پیش بینی شده از شبیه سازی ها تطابق خوبی با نتایج تجربی نشان می دهد [2,3]. به منظور مدل سازی شکست استخوان، روش هایی بر پایه المان محدود بنا نهاده شده که از جمله آن ها می توان به موارد ذیل اشاره کرد. المان های ناحیه چسبنده برای مدل کردن ترک در سطوح میکرو و ماکروساختار [4,5]، مدل های بر اساس وکسل های همگن شده² [6]، روش های مکانیک شکست محیط پیوسته با بکارگیری دوباره مدل کردن استخوان و حذف المان [7] و روش المان محدود تعمیم یافته که شروع و گسترش ترک را مستقل از مش بندی بدست می دهد [8].

عدم توانایی مدل های خطی در دستیابی به نتایج دقیق در تحلیل شکست استخوان منجر شد تا تحقیقاتی در زمینه تحلیل المان محدود (شکست) استخوان با استفاده از مدل غیرخطی ناحیه چسبنده³ صورت گیرد. این تحقیقات با انجام آزمون های شناسایی پارامترهای مدل ناحیه چسبنده از جمله چقرمگی شکست استخوان همراه بود [9,10]. یکی از کاربردهای المان محدود چسبنده⁴ که توسط تومار مورد استفاده قرار گرفت، شناخت مکانیزم شکست بافت تراپکولار استخوان بر اساس پیدایش میکروتورک بود [11]. بدست آوردن چقرمگی شکست مود 1 و 11 برای بافت کورتیکال استخوان از طریق انجام آزمون های تیر یکسر درگیر⁵ و آزمون تیر شکاف دار با بارگذاری انتهایی⁶ تلاش های دیگری بود که در سال های اخیر انجام شد [12-14]. گروهی از محققان با در دست داشتن چقرمگی شکست حاصل از آزمون های ذکر شده، به شناسایی پارامترهای مدل ناحیه چسبنده از طریق روش معکوس پرداختند. این تحقیقات با مقایسه نتایج المان محدود و آزمون های تجربی برای مودهای مختلف شکست انجام شد [15,16]. از دیگر تحقیقات انجام شده به تحلیل شکست بافت کورتیکال استخوان با استفاده از المان محدود تعمیم یافته⁷ است که برای برای مناطق چهارگانه استخوان (آنتریور، پستریور، مدیال، و لترال)⁸ خواص متفاوتی در نظر گرفته و همچنین خواص در سه راستای طولی، عرضی و شعاعی این مناطق را با هم مقایسه کرده است [17].

همچنین مدل چندمقیاسی محاسباتی مکانیزم های آسیب و استحکام برای استخوان لاملار⁹ بر اساس المان محدود چسبنده ارائه شد [18]. با در نظر گرفتن ساختار سلسله مراتبی¹⁰ استخوان، تحلیل در سه مقیاس نانو

- 1- QCT voxel based Finite element Method
- 2- Homogenized continuum-level voxel
- 3- Cohesive Zone Model (CZM)
- 4- Cohesive Finite Element Method (CFEM)
- 5- Double Cantilever Beam (DCB)
- 6- End loaded split test
- 7- Extended Finite Element Method (XFEM)
- 8- Anterior, Posterior, Medial, and Lateral
- 9- Lamellar
- 10- hierarchical

- 11- nano mineralized collagen fibril
- 12- Single lamella
- 13- Lamellar structures
- 14- specimen-specific femoral
- 15- Coronal plane
- 16- Sagittal plane



شکل 1 روند انجام تصویر برداری برای تهیه مدل المان محدود (الف) نمونه استخوان ران انسانی (ب) تعیین سه نقطه مشخص برای تشکیل صفحه کروئال (ج) قرارگیری آن در فریم دستگاه مختصات (د) قرار دهی فریم در محفظه حاوی آب (ه) مرحله برش نگاری کامپیوتری

تعریف یک دستگاه مختصات مرجع برای اعمال بارهای مکانیکی بر اساس موقعیت اعمال بار در بدن انسان، از جمله دیگر مباحث مهم در زمینه تحلیل المان محدود نمونه‌های استخوانی می‌باشد. ابتدا می‌بایست صفحه کروئال و در نتیجه آن صفحه سجیتال برای نمونه‌ها تعیین گردد تا به واسطه آن دو زاویه α و β برای تعیین راستای اعمال بار معین گردد. به منظور تعریف صفحه کروئال و همچنین اسکن ران استخوان بر مبنای قرارگیری آن در بدن، از یک فریم استفاده شد. این فریم توسط مجری طرح به گونه ای طراحی شده که با استفاده از سه نقطه مشخص روی نمونه مطابق شکل 1-ب عمل می‌کند و صفحه کروئال صفحه گذرنده از این سه نقطه می‌باشد. روش های پیچیده ای برای تشخیص صفحه کروئال و مرکز سر استخوان ران ارائه شده است که این طراحی روش منحصر بفرد و در عین حال بسیار ساده را پیشنهاد می‌کند [22]. هر نمونه در محفظه پلکسی گلاس پر شده از آب قرار می‌گیرد و بدین ترتیب فانتوم تصویربرداری برای برش نگاری آماده می‌گردد. برش نگاری روی نمونه ها با استفاده از اسکنر پزشکی با وضوح طول و عرض 1 میلیمتر به ازای هر پیکسل و ضخامت یک میلیمتر انجام شد. در شکل 1 روند انجام مراحل مختلف از آماده سازی های اولیه نمونه تا تصویر برداری برای تهیه مدل المان محدود نشان داده شده است.

2-3- مدل سازی نمونه های استخوانی و محاسبه خواص مکانیکی استخوان ران

پس از انجام آزمون برش نگاری کمی کامپیوتری روی نمونه‌ها، تصاویر دایکام² تهیه گردید. با استفاده از نرم افزار اسکن ای پی³، مدل های المان محدود این نمونه ها بدست آمد. شایان ذکر است این نرم افزار از جمله جدیدترین نرم افزارهای پردازش تصویر برای مدل سازی بافت های استخوانی و خدمات پزشکی بکار می‌رود. مدل المان محدود ایجاد شده بر اساس هر وکسل بدست آمده که این وکسل ها دارای چگالی مخصوص و در نتیجه خواص مکانیکی بخصوصی خواهند بود.

بافت استخوانی در هر المان به عنوان ماده همگن و ایزوتروپیک در نظر گرفته شده است. به منظور ارتباط بین مدول الاستیک و چگالی استخوانی، در این مقاله از رابطه تجربی ارائه شده توسط کیک بصورت رابطه (3) استفاده شده است [23].

$$E = \begin{cases} 33900\rho_{ash}^{2.20} & \rho_{ash} \leq 0.27 \\ 5307\rho_{ash} + 469 & 0.27 < \rho_{ash} \leq 0.6 \\ 10200\rho_{ash}^{2.01} & \rho_{ash} > 0.6 \end{cases} \quad (3)$$

که واحد مدول الاستیک بدست آمده (MPa) می‌باشد.

به منظور تعیین ویژگی‌های مکانیکی هریک از المان‌های مدل تولید شده، مقادیر مختلف شدت رنگ هریک از پیکسل‌های ماتریس تصویر تعیین

تحلیل شکست آن‌ها مورد نیاز بوده است. به منظور اطمینان از عدم تطابق مسیر شکست با الگوی خطی و عدم بروز خطا در آزمون‌های تجربی و همچنین صحت کامل مشاهدات، در بخش دوم سه نمونه در زاویه یکسانی مورد آزمون فشار قرار گرفتند. استخوان مورد مطالعه مربوط به جنسیت‌های مختلف M مرد، F زن و دو طرف بدن L چپ و R راست می‌باشند. مشخصات کلیه نمونه ها به همراه راستای اعمال بارگذاری آن‌ها در جدول 1 آمده است.

2-2- برش نگاری کمی کامپیوتری

تکنیک برش نگاری کامپیوتری بر اساس اندازه گیری شدت اشعه ورودی و خروجی از جسم کار می‌کند، به گونه ای که با اندازه گیری های شدت نور با استفاده از آشکارساز اشعه ایکس، و با در نظر گرفتن ضخامت جسم، ضریب میرایی خطی اجسام بدست می‌آید. از برش نگاری کامپیوتری به عنوان روشی قابل اعتماد در ارزیابی هندسه پیچیده استخوان و توزیع چگالی آن محسوب می‌شود. از آنجائیکه داده‌های برش نگاری بر مبنای اعدادی به نام هانسفیلد هستند، برای تبدیل این اعداد در هر یک از مقاطع تصویر به چگالی حجمی، لازم است فانتوم کالیبراسیون مورد استفاده قرار گیرد. این فانتوم محتوی محلول دی پتاسیم هیدروژن فسفات¹ با غلظت‌های متفاوت می‌باشد که در هر بار اسکن استخوان مورد استفاده قرار می‌گیرد. با استفاده از مقادیر چگالی های مرجع و با تعیین میانگین اعداد هانسفیلد هر یک از تیوب‌ها در مقاطع تصویر، منحنی کالیبراسیون تهیه و در تعیین چگالی قسمت‌های نامعلوم بکار برده می‌شود.

روند کالیبراسیون بدین صورت است که با تعیین ناحیه ای از قسمت مرکزی هریک از تیوب‌های اشاره شده، میانگین مقادیر هانسفیلد برای هر کدام از آن‌ها تعیین می‌شود. از مقادیر بدست آمده به عنوان داده‌های استاندارد معیار برای کالیبره کردن خطی مقادیر هانسفیلد خوانده شده بر روی نواحی مختلف استخوان استفاده می‌شود. در این تحقیق، شیب و عرض از مبدأ منحنی چگالی محلول دی پتاسیم هیدروژن فسفات بر حسب هانسفیلد به ترتیب اعداد 0/859 و 2/38- می‌باشند. بدین ترتیب از رابطه (1) ارتباط بین عدد هانسفیلد خوانده شده و چگالی هر وکسل برش نگاری از استخوان را بدست می‌آید.

$$\rho_{QCT} = 0.859(Hu) - 2.38 \quad (1)$$

واحد چگالی بدست آمده از برش نگاری (mg/cm^3) می‌باشد که می‌بایست ابتدا به (g/cm^3) تبدیل شده و سپس با استفاده از رابطه (2) چگالی استخوانی تعیین گردد [21].

$$\rho_{ash} = 1.22\rho_{QCT} + 0.0526 \quad (2)$$

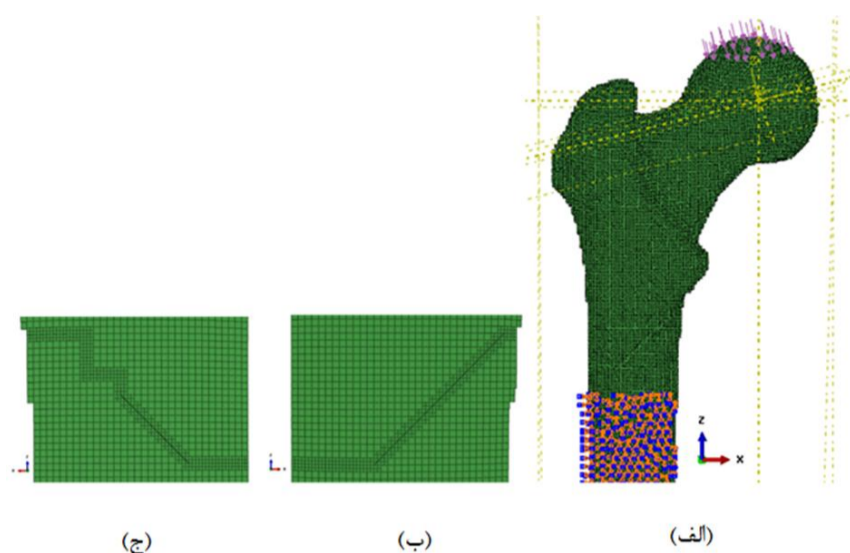
که ρ_{QCT} چگالی معادل دی پتاسیم هیدروژن فسفات برای هر وکسل و ρ_{ash} چگالی خاکستر آن وکسل می‌باشد که با استفاده از روابطی که در بخش بعدی بدان اشاره می‌شود، به مدول الاستیسیته و استحکام مرتبط می‌گردد.

جدول 1 مشخصات نمونه های استخوان ران انسانی مورد بررسی

شماره نمونه	مشخصه	سن	جنس	زاویه بارگذاری	
				طرف	β α
1	18ML	18	مرد	چپ	-15 -15
2	42ML	42	مرد	چپ	-15 15
3	27ML	27	مرد	چپ	-15 -15
4	20FR	20	زن	راست	-15 -15
5	35FR	35	زن	راست	-10 20
6	45FR	45	زن	راست	-10 20

1- K_2HPO_4

2- DICOM
3- ScanIP



شکل 2 مدل المان محدود استخوان ران (الف) نمایی از شرایط مرزی و بارگذاری نمونه 1 (ب) قرار گیری المان های چسبنده ناحیه پستریور (ج) قرار گیری المان های چسبنده ناحیه آنتیور

سپس المان های پیوسته⁶ محدوده قرار گیری المان های چسبنده (مطابق ناحیه شکستگی در آزمون تجربی نمونه ها) به بخش های کوچکتری تقسیم شدند تا المان های چسبنده ایجاد شده به اندازه کافی برای جلوگیری از بروز مشکل در حل عددی ریز باشند. بدین ترتیب به ازای هر یک از المان های پیوسته قدیمی با 6 بخش شدن در تمامی ابعاد (سه بعد x ، y و z)، 216 المان جدید پیوسته بدست آمد و خواص المان های اصلی هر یک بدن ها انطباق یافت. سپس در سطح خارجی المان های وسطی ریز شده، مطابق شکل 2-ج المان های چسبنده افقی و عمودی در نواحی مختلفی از شافت استخوان ایجاد شد. وابسته به راستای ضخامت المان های چسبنده ایجاد شده در مرز المان های پیوسته در استخوان، نسبت به محور شافت، المان های چسبنده به سه دسته افقی، عمودی و مایل دسته بندی می گردند. المان های افقی و عمودی در مرز المان های مکعبی ریز شده دارای طول و عرض 0/16 میلی متر و طول و عرض المان های مایل هر یک 0/2 میلی متر با ضخامت ناچیز می باشد.

مسیر رشد ترک در برخی نواحی استخوان ران تحت بارگذاری مورد بررسی نسبت به محور استخوان زاویه مایل تشکیل می دهد. از آنجائیکه مدل استخوان بر مبنای وکسل ایجاد شده، ایجاد تغییراتی نظیر مش زنی مجدد برای شبیه سازی مسیر حرکت ترک ضروری به نظر می رسد. بر این اساس ناحیه ای از شافت استخوان انتخاب شد و کد پایتینی نوشته شد که بر مبنای آن مش زنی مجدد در محدوده انتخاب شده صورت پذیرفت. اجرای این کد منجر به حذف المان های مکعبی⁷ ناحیه تعیین شده و ایجاد دو المان گوه ای⁸ جایگزین هر المان مکعبی می گردد. خواص هر المان جدید ایجاد شده به میزان متوسط خواص المان های پیوسته اطراف آن با ضریب پواسون 0/4 اختصاص داده شده است. با ایجاد المان های پنج وجهی قرار گرفته بصورت مایل در شافت استخوان، امکان ایجاد المان های چسبنده در مرز المان های جدید فراهم آمد.

پارامترهای المان چسبنده شامل مقادیر سفتی اولیه، معیار شروع آسیب و همینطور گسترش آن در سه راستای مختلف می باشد. برای هر یک از نمونه های مختلف، مقادیر سفتی اولیه $K_I = K_{II} = K_{III}$ با در نظر گرفتن موقعیت المان چسبنده در نمونه و با توجه به متوسط مدول الاستیک المان های پیوسته اطراف آن ناحیه در نظر گرفته شده است.

معیارهای براساس کرنش، نظیر بیشینه کرنش اصلی و مربعات کرنش معیارهای قابل قبولی برای شروع آسیب در استخوان به شمار می آیند که در

و با استفاده از روابط کالیبراسیون، رابطه چگالی استخوانی و عدد هانسفیلد به برنامه اسکن ای پی داده شد. بدین ترتیب تصاویر برش نگاری به صورت مدل های المان محدود قابل خواندن در نرم افزارهای آباکوس، انسیس و سالیدورکس¹ ذخیره شد. در روش المان محدود بر پایه برش نگاری کمی کامپیوتری²، المان های تشکیل دهنده مدل استخوان، هم ارز وکسل های تشکیل دهنده تصویر بوده و ابعاد المان های مدل وابسته به وضوح تصویر استخراج شده از برش نگاری است. برش نگاری با وضوح یک میلی متر و ضخامت یک میلی متر انجام شد. پس از ایجاد مدل المان محدود بر اساس چگالی استخوانی، می بایست خواص مکانیکی تک تک وکسل یا المان های مدل در نرم افزار آباکوس به مدل نسبت داده می شد. به هر وکسل یک المان هشت گره ای³ اختصاص داده شد.

بافت استخوانی در هر وکسل یا المان به عنوان ماده همگن و ایزوتروپیک در نظر گرفته شده است که دارای خواص الاستیک خطی است. مقادیر مدول الاستیسیته و استحکام نهایی استخوان دارای روابطی تجربی با چگالی استخوانی هستند. از آنجائیکه هر وکسل نمونه استخوان، دارای چگالی مشخص و متمایزی است بنابراین هر وکسل دارای خواص مکانیکی متفاوتی نیز خواهد بود. به طور متوسط برای هر مدل از 200000 المان مکعب مربع با ابعاد 1 میلی متر در سه بعد استفاده شده است.

کدی به زبان پایتون⁴ در نرم افزار آباکوس نوشته شد که چگالی مرتبط با هر المان را خوانده و با توجه به رابطه (3) مقدار مدول الاستیک آن المان را در بخش تعریف ماده در آباکوس جایگزین می نماید و شرایط مرزی شامل اعمال نیرو و شرایط تکیه گاهی در مختصات مرجع تعریف شده مطابق شرایط آزمایشگاهی اعمال شد. کد مذکور همچنین مطابق شرایط آزمایشگاهی، صفحه کروئال را برای مدل تشکیل داده و ناحیه ای از سر استخوان را با توجه به زوایای بارگذاری مشخص شده برای اعمال بار فشاری تعیین می سازد. همچنین 8 سانتی متر انتهایی شافت مطابق شرایط آزمایشگاهی به صورت گیردار مقید می گردد. بدین ترتیب شرایط بارگذاری و شرایط تکیه گاهی را اعمال می نماید. شکل 2-الف یکی از مدل های المان محدود ایجاد شده با خواص ناهمگن و شرایط مرزی و بارگذاری را نشان می دهد.

تحلیل خطی استخوان بر مبنای ریسک فاکتور المانی⁵ بنا نهاده شده است. ریسک فاکتور هر المان از نسبت چگالی انرژی کرنشی المان به چگالی انرژی کرنشی نهایی بدست می آید. برای تعیین چگالی انرژی کرنشی نهایی به استحکام نهایی هر المان نیاز است که از رابطه استحکام نهایی و چگالی ارائه شده توسط کیک بصورت معادله (4) استفاده گردید [23].

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

2-4-2- مدل سازی المان محدود چسبنده

همان طور که پیشتر اشاره شد، تحلیل خطی برای نمونه هایی که در بارگذاری هایی منتج به سفتی پائین مورد آزمون قرار می گیرند، جواب دقیق بدست نمی دهد. بنابراین برای پیش بینی شروع آسیب در این نمونه ها از تحلیل غیرخطی شکست با استفاده از مدل ناحیه چسبنده استفاده شده است.

پیش از شروع مدل سازی بافت کورتیکال استخوان با المان محدود چسبنده، بخش مغز استخوان حذف گردید، به صورتی که المان های داخلی شافت که چگالی کوچک تر از 0/5 داشتند، از مجموعه المان ها حذف گردیدند.

1- ABAQUS , ANSYS, SOLIDWORKS
2- QCT-based FEA
3- C3D8
4- Python
5- Risk Factor (RF)

6- Continuum
7- Voxel-based
8- Wedge Element

آمده است.

حال با استفاده از رابطه (7) از مقادیر چقرمگی شکست بدست آمده برای نمونه ها، انرژی شکست در مود اول بدست می آید.

$$G_{IC} = \frac{K_{IC}^2(1 - \nu^2)}{E} \quad (7)$$

که ν میزان ضریب پواسون بوده که برابر 0/4 در نظر گرفته شده است و E مدول الاستیکی نمونه ها می باشد. همانطور که اشاره شد، مدول الاستیک با توجه به میزان چگالی و براساس رابطه (3) به هر المان اختصاص می یابد. برای تعیین انرژی شکست المان چسبنده، متوسط مدول الاستیک المان های چسبنده هر ناحیه، در این رابطه قرار می گیرد. انرژی شکست مود دوم نیز از روابط (8) و (9) بدست می آید. طبق مطالعات انجام شده برای بارگذاری هایی با شرایط اختلاط مودهای شکست [27]، انرژی در مود دوم نسبت به مود اول وابسته به جهت ترک نسبت به راستای استئون ها می باشد. میزان انرژی شکست مود دوم برای حالتی که ترک عمود بر استئون ها می باشد، یعنی نمونه طولی از رابطه (8) بدست می آید.

$$G_{IIC} = \frac{1}{7} G_{IC} \quad (8)$$

و همچنین میزان انرژی شکست مود دوم برای حالتی که ترک در از میان استئون ها عبور می کند یعنی نمونه کمانی شکل³، از رابطه (9) بدست خواهد آمد.

$$G_{IIC} = 12G_{IC} \quad (9)$$

بنابراین در المان های چسبنده عمودی (جهت ترک در راستای طولی استخوان) مقادیر انرژی در راستای دوم 12 برابر انرژی در راستای اول است. در حالی که در المان های چسبنده افقی (جهت ترک عمود بر راستای طولی استخوان) انرژی مود اول 7 برابر انرژی در مودهای دیگر مشخص گردیده است.

برای المان های چسبنده در نواحی مایل که ترک با راستای استئون ها زاویه حدودی 45 درجه می سازد. با توجه مدول الاستیک این نواحی از روابط (7) و (8) و (9) مقادیر انرژی مود اول و دوم برای راستای طولی و عرضی بدست آمده و با متوسط گیری مقادیر تعیین شده انرژی در مود های مختلف، مقادیر انرژی در المان های مایل را برای سه نمونه مختلف حاصل آمد.

2-5- انجام آزمون های مکانیکی

به منظور انجام آزمون های مکانیکی بر روی نمونه های استخوان ران، از فیکسچری استفاده شده است تا به کمک آن بتوان آزمون فشار را تحت زوایای مختلف متناظر با زوایای واقعی اعمال نیرو به استخوان در بدن انجام داد. فیکسچر مورد استفاده دارای شش درجه آزادی می باشد که قابلیت بارگذاری استخوان ران در تمامی جهات فیزیولوژیکی حالت ایستاده را مهیا می سازد.

برای انجام تست های مکانیکی بر روی نمونه های استخوان ران در این تحقیق، از دستگاه تست فشار⁴ استفاده شده است. آزمون ها بر اساس روش کنترل جابجایی انجام گرفته است. پیش باری به اندازه 100 نیوتن به منظور اطمینان از پایدار شدن نیرو به هر یک از نمونه وارد شده و سپس تغییر مکان با نرخ 0/1 بر دقیقه، به نمونه اعمال شده است. بارگذاری تا لحظه وقوع شکست در هر نمونه انجام گرفته و منحنی نیرو-تغییر مکان نمونه ها در طی پروسه بارگذاری ثبت شده است. همچنین مقدار نیرویی که ترک در استخوان شروع می شود نیز ثبت می گردد. در شکل 3 فیکسچر بارگذاری درحین آزمون فشار نشان داده شده است.

این تحقیق از مجموع مربعات کرنش¹ برای تخمین شروع آسیب برای المان های چسبنده استفاده شده است. با توجه به آزمون های کشش انجام شده بر روی نمونه های انسانی مقدار کرنش تسلیم در راستای استئون (طولی استخوان) 0/76% بدست آمد. بنابراین، مقدار حداکثر کرنش عمودی ϵ_n^0 برای المان چسبنده افقی معادل 0/76% و کرنش برشی $\epsilon_s^0 = \epsilon_t^0$ معادل نیمی از کرنش عمودی برابر 0/38% در نظر گرفته شد. همچنین با توجه به تحقیقات انجام شده در زمینه کرنش در جهات مختلف استخوان ران [24]، نسبت 2/25 برای نسبت کرنش طولی به کرنش عرضی گزارش شده است. بدین ترتیب، مقدار حداکثر کرنش عمودی ϵ_n^0 برای المان چسبنده عمودی معادل 0/34% و کرنش برشی $\epsilon_t^0 = \epsilon_s^0$ معادل نیمی از کرنش عمودی برابر 0/17% لحاظ شد. همچنین مقادیر کرنش عمودی و برشی برای المان های چسبنده مایل متوسط مقادیر کرنش در هر جهت، به ترتیب 0/55%، 0/27% در نظر گرفته شد.

معیار مجموع مربعات کرنش در نرم افزار آباکوس به گونه ای عمل می کند که در هر مرحله از حل، نسبت مقدار کرنش در هر راستا به میزان کرنش بحرانی مشخص شده در آن راستا محاسبه کرده و هنگامی که حاصل عبارت رابطه (5) به عدد یک رسید، شروع آسیب آغاز می گردد.

$$\left(\frac{\epsilon_n}{\epsilon_n^0}\right)^2 + \left(\frac{\epsilon_t}{\epsilon_t^0}\right)^2 + \left(\frac{\epsilon_s}{\epsilon_s^0}\right)^2 = 1 \quad (5)$$

که $\epsilon_n, \epsilon_t, \epsilon_s$ کرنش های در راستاهای برشی و نرمال $\epsilon_n^0, \epsilon_t^0, \epsilon_s^0$ مقادیر بحرانی کرنش در راستاهای مختلف هستند.

به منظور گسترش آسیب نیز در این تحقیق از معیار انرژی با رابطه خطی به صورت رابطه (6) استفاده شده است. به طوری که هرگاه مجموع نسبت انرژی ها در راستاهای مختلف به مقدار یک رسید، گسترش آسیب صورت می گیرد.

$$\frac{G_n}{G_{IC}} + \frac{G_t}{G_{IIC}} + \frac{G_s}{G_{IIC}} = 1 \quad (6)$$

که G_n, G_t, G_s به ترتیب مقدار انرژی در راستاهای عمودی و برشی در دو راستای عمود برهم می باشند و G_{IC}, G_{IIC} نیز مقادیر انرژی شکست برای مودهای مختلف هستند که مقدار آنها می بایست با انجام آزمون های چقرمگی بدست آید. تحقیقاتی در زمینه چقرمگی شکست استخوان انسانی صورت گرفته است که وابستگی چقرمگی به جهت ترک نسبت به راستای استئون ها² را نشان می دهد [25]. براین اساس، برای نواحی مختلف شافت استخوان که در آنها المان های چسبنده با زوایای متفاوتی نسبت به راستای طولی استئون ها قرار دارند، انرژی شکست متفاوتی می بایست در نظر گرفته شود. برای تعیین انرژی شکست (به عنوان یکی از پارامترهای چسبندگی) در تحلیل شکست استخوان ران با استفاده از المان های چسبنده، نیاز به اندازه گیری چقرمگی شکست استخوان می باشد. بنابراین نمونه های شکست از قسمت هایی از شافت استخوان ران، به دو صورت طولی و عرضی مطابق استاندارد تهیه گردید [26].

به دلیل قطر کم شافت استخوان های انسانی، امکان تهیه نمونه خمش سه نقطه ای عمود بر راستای استئون ها برای نمونه انسانی وجود ندارد. بنابراین با برش هایی از مقطع شافت استخوان و تقسیم آنها به دو نیم، نمونه های عرضی تهیه شد. برای هریک از آزمون های اشاره شده، بیش از سه بار تکرار صورت گرفته است و متوسط مقادیر بدست آمده در بخش 3

3- Arc-shaped
4- Instron 5500R Corporation, Canton, MA

1- Quade
2- Osteons

این نمونه ها، می توان نتیجه گرفت که برای پیش بینی موقعیت شروع آسیب و مسیر رشد آن در این نمونه ها از تحلیل خطی المان محدود می توان به خوبی استفاده کرد. بنابراین بدون نیاز به آزمون های مخرب می توان پیش بینی کرد که با تغییر راستای بارگذاری در محدوده α مثبت، موقعیت شروع آسیب و مسیر رشد آن چگونه تغییر خواهد کرد.

روند تحلیل المان محدود غیرخطی مدتی است که توسط محققان دنبال می گردد، حال آنکه این تحلیل ها به دلیل ایجاد محدودیت هایی در زمان و نیازمندی به ابزارهای پردازشگر توانمند، مورد توجه چندانی قرار ندارند. در این میان توجه پژوهشگران در تحقیقات اخیر، معطوف به روش های تحلیل خطی بوده است. روش های تحلیل خطی با صرف زمان کوتاه تر، منجر به ایجاد بستری کاربردی برای تحلیل دقیق نیروی شکست استخوان می گردند. به منظور تعیین نیروی شکست با استفاده از تحلیل خطی در سال 2014 روشی توسط میرزائی و همکارانش ارائه شده است [22] که در این مقاله نیز برای تعیین نیروی شکست استخوان های با بارگذاری منتج به سفتی بالا از آن استفاده گردیده است. این روش بر مبنای مقدار ریسک فاکتور هر المان بنا نهاده شده است. متوسط ریسک فاکتورهای تمامی المان ها بجز المان های با مدل الاستیک 0/01 و المان های مربوط به شرایط مرزی (شامل المان های تکیه گاهی و المان های حامل بار اعمالی) به عنوان RF_{ave} محاسبه می گردد. سپس با استفاده از رابطه (10) درصدی از المان ها مشخص می گردند.

$$P = 46.33 \times RF_{ave} - 0.68 \quad (10)$$

که متغیر P نمایانگر درصد بدست آمده، مقادیری از المان ها با بیشترین ریسک فاکتور را نشان می دهند که می بایست در مرحله بعدی مورد بررسی قرار گیرند. بنابراین لیستی از تمامی المان ها (بجز المان های با مدل الاستیک 0/01 و المان های مربوط به شرایط مرزی) با ترتیب بیشترین ریسک فاکتور تهیه گردیده و درصدی از المان ها با بیشترین ریسک فاکتور انتخاب می شوند. سپس با متوسط گیری از ریسک فاکتورهای این تعداد المان کمیت جدیدی به نام فاکتور تصحیح بار LMF بدست می آید و نیروی شکست پیش بینی شده از رابطه (11) محاسبه می گردد [28].

$$F_{predicted} = \frac{F_{FEA}}{LMF} \quad (11)$$

F_{FEA} مقدار بار اعمالی است که در تحلیل به تعدادی از المان های سر استخوان ران وارد می شود که در تحلیل ها 10 کیلو نیوتن در نظر گرفته شده است. $F_{predicted}$ نیرویی است که به عنوان نیروی شکست یا همان استحکام استخوان پیش بینی می گردد. جدول 2 مقادیر بدست آمده از نتایج تحلیل های خطی و مقادیر تجربی نشان داده شده است.

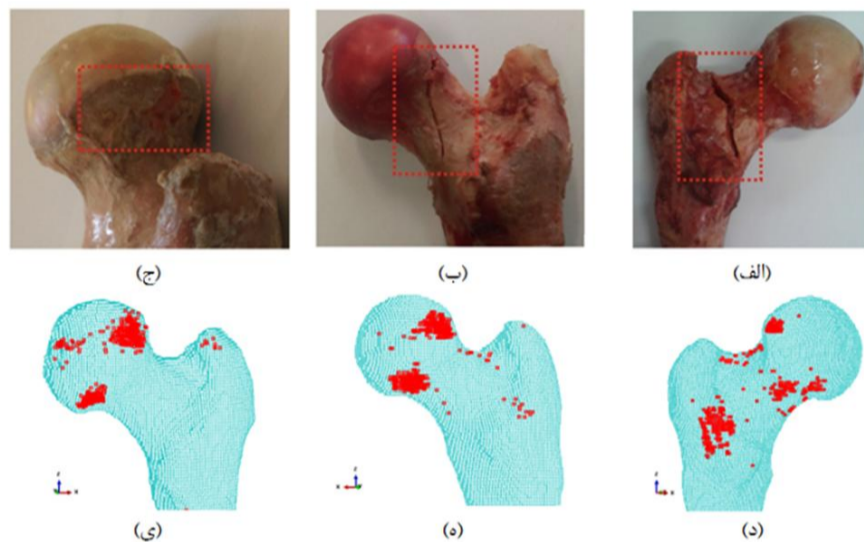
همانطور که بیان شد، تحلیل های متعددی بر روی نمونه های استخوان با توجه به راستاهای مختلف بارگذاری انجام شد تا تأثیر راستای اعمال بار، بر استحکام استخوان معین گردد. کمیت دیگری که پیش بینی آن بدون انجام آزمون های مکانیکی می تواند کاربردی باشد، سفتی استخوان می باشد که از تقسیم بار اعمالی بر تغییر مکان ایجاد شده در استخوان در راستای بار اعمال شده حاصل می آید.

جدول 2 مقایسه نیروی شکست بدست آمده از تحلیل عددی خطی و آزمون تجربی

شماره نمونه	مشخصه	نیروی شکست حاصل از تحلیل خطی (N)	نیروی شکست حاصل از آزمون تجربی (N)
2	ML42	6765	7600
5	FL35	9175	9100
6	FL45	6422	9650



شکل 3 نمایی از فیکسچر در حین انجام آزمون فشار در زوایای بارگذاری مشخص



شکل 4 موقعیت شروع آسیب و مسیر گسترش آن (الف) تصویر شکست آزمون تجربی نمونه 2 (ب) آزمون تجربی نمونه 5 (ج) آزمون تجربی 6 (د) الگوی شکست حاصل از تحلیل عددی نمونه 2 (ه) تحلیل نمونه 5 (ی) تحلیل نمونه 6

به منظور اعمال بار فشاری به صورت یکنواخت و گسترده بر روی سطح کروی سر استخوان و جلوگیری از واماندگی ناحیه ای در محدوده بارگذاری، از یک دیسک واسط کروی جهت قرار گیری بین سر استخوان ران و نیروسنج استفاده شده است. از آنجایی که مقدار تغییر مکان ثبت شده توسط دستگاه، مقدار پایین آمدن فک آن می باشد که شامل جابجایی استخوان و فیکسچر بارگذاری است، برای تصحیح این مقدار و کم کردن مقدار تغییر مکان فیکسچر بارگذاری از مقدار کل تغییر مکان، از ساعت اندازه گیری برای ثبت مقدار تغییر مکان فیکسچر بارگذاری استفاده شده است.

3- نتایج و بحث

3-1- پیش بینی موقعیت شروع آسیب و نیروی شکست استخوان با بارگذاری منتج به سفتی بالا با استفاده از تحلیل خطی

به ترتیبی که در بخش پیشین اشاره شد، مقدار ریسک فاکتور برای تک تک المان ها تعیین گردیده و پس از مرتب شدن المان ها بر مبنای بیشترین مقدار ریسک فاکتور، المان های بحرانی مشخص شدند و بدین ترتیب موقعیت شروع آسیب در استخوان، با استفاده از محل تجمع این المان ها مشخص شد. با افزایش درصد انتخاب المان های دارای بیشترین ریسک فاکتور، توسعه الگوی شکست مشاهده شد. مسیر شروع و گسترش آسیب در آزمون های تجربی و مدل المان محدود خطی برای نمونه های 2، 5 و 6 در شکل 4 نشان داده شده است.

بدین ترتیب از مقایسه نتایج تجربی مربوط به 3 نمونه استخوانی که تحت زاویه α مثبت مورد آزمون قرار گرفتند با نتایج تحلیل المان محدود

این پارامترها استفاده شد. خواص المان های چسبنده بکار برده شده در نمونه های 1، 3 و 4 به ترتیب در جداول 3 تا 5 نشان داده شده است.

با استفاده از توضیحات بخش (2-4) مدل سازی المان محدود نمونه های 1، 3 و 4 انجام شد و شرایط مرزی و بارگذاری نیز مطابق توضیحات به مدل اعمال گردید. همچنین آزمون های تجربی نیز در راستای $\alpha = -15$ و $\beta = -15$ بر روی نمونه ها انجام شد. در شکل 6 نتایج تحلیل عددی و نتایج تجربی برای نمونه های 1، 3 و 4 نشان داده شده است که تطابق قابل قبولی در پیش بینی موقعیت و مسیر شکست قابل مشاهده است. همچنین نتایج نیروی شکست بدست آمده از تحلیل غیرخطی نمونه های 1، 3 و 4 در جدول 6 آمده است. با توجه به اینکه نمونه های آزمون چقرمگی از نمونه استخوان ران 4 تهیه گردیده است، مقادیر نیروی شکست بدست آمده برای نمونه 4 تطابق بسیار خوبی با نیروی شکست آزمایشگاهی آن دارد.

جدول 3 پارامترهای چسبندگی در مودهای مختلف برای المان های چسبنده مختلف نمونه 1

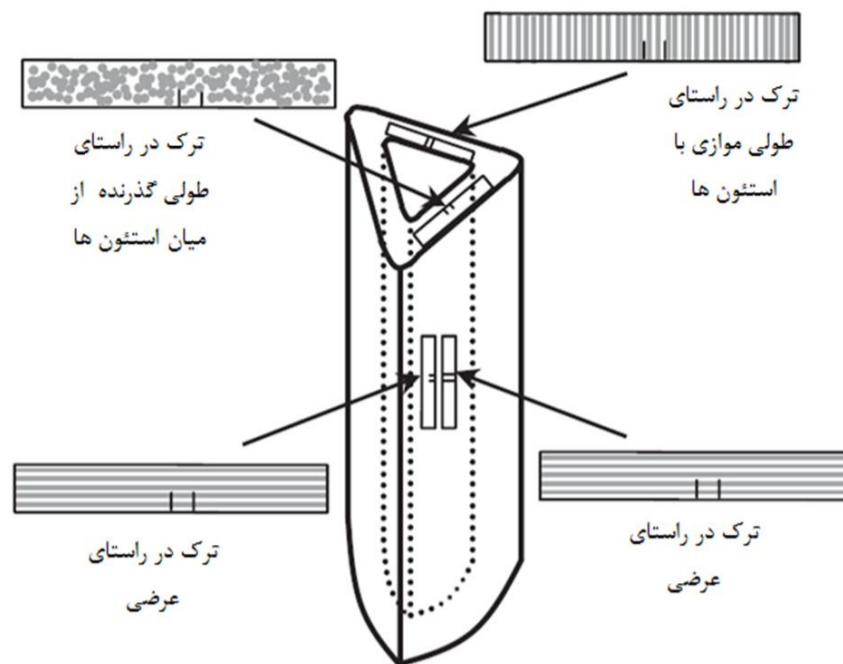
المان های چسبنده	سفتی اولیه (MPa)		چقرمگی شکست (MPa \sqrt{m})		ماکزیمم کرنش ($\epsilon_s^0, \epsilon_t^0, \epsilon_n^0$ %)		انرژی (N/mm)
	مود I	مود II	مود I	مود II	مود I	مود II	
افقی ناحیه لترال	22454	5/7	0/76	0/38	0/17	1/21	0/17
افقی ناحیه مدیال	20218	5/7	0/76	0/38	0/19	1/35	0/19
افقی ناحیه آنتریور	19697	3/2	0/76	0/38	0/07	0/52	0/07
مایل ناحیه آنتریور	22278	-	0/55	0/27	1/46	0/34	0/27
مایل ناحیه پستریور	22274	-	0/65	0/27	2/85	0/96	0/27
عمودی ناحیه آنتریور	18136	2/3	0/34	0/17	3/5	0/29	0/17
عمودی ناحیه پستریور	-	3/2	0/34	0/17	-	-	0/17

جدول 4 پارامترهای چسبندگی در مودهای مختلف برای المان های چسبنده مختلف نمونه 3

المان های چسبنده	سفتی اولیه (MPa)		چقرمگی شکست (MPa \sqrt{m})		ماکزیمم کرنش ($\epsilon_s^0, \epsilon_t^0, \epsilon_n^0$ %)		انرژی (N/mm)
	مود I	مود II	مود I	مود II	مود I	مود II	
افقی ناحیه لترال	16399	5/7	0/76	0/38	0/24	1/66	0/38
افقی ناحیه مدیال	14743	5/7	0/76	0/38	0/26	1/85	0/38
افقی ناحیه آنتریور	14540	3/2	0/76	0/38	0/1	0/7	0/38
مایل ناحیه آنتریور	16306	-	0/55	0/27	1/99	0/47	0/27
مایل ناحیه پستریور	15849	-	0/55	0/27	4/02	1/34	0/27
عمودی ناحیه آنتریور	15352	2/3	0/34	0/17	4/13	0/34	0/17
عمودی ناحیه پستریور	-	3/2	0/34	0/17	-	-	0/17

جدول 5 پارامترهای چسبندگی در مودهای مختلف برای المان های چسبنده مختلف نمونه 4

المان های چسبنده	سفتی اولیه (MPa)		چقرمگی شکست (MPa \sqrt{m})		ماکزیمم کرنش ($\epsilon_s^0, \epsilon_t^0, \epsilon_n^0$ %)		انرژی (N/mm)
	مود I	مود II	مود I	مود II	مود I	مود II	
افقی ناحیه لترال	19770	5/7	0/76	0/38	0/2	1/38	0/38
افقی ناحیه مدیال	20018	5/7	0/76	0/38	0/23	1/62	0/38
افقی ناحیه آنتریور	18950	3/2	0/76	0/38	0/07	0/54	0/38
مایل ناحیه آنتریور	19554	-	0/55	0/27	1/63	0/39	0/27
مایل ناحیه پستریور	19247	-	0/55	0/27	3/31	1/10	0/27
عمودی ناحیه آنتریور	20285	2/3	0/34	0/17	3/12	0/26	0/17
عمودی ناحیه پستریور	22729	3/2	0/34	0/17	5/4	0/45	0/17



شکل 5 قرارگیری نمونه های استخراج شده برای تعیین چقرمگی شکست در استخوان ران [29]

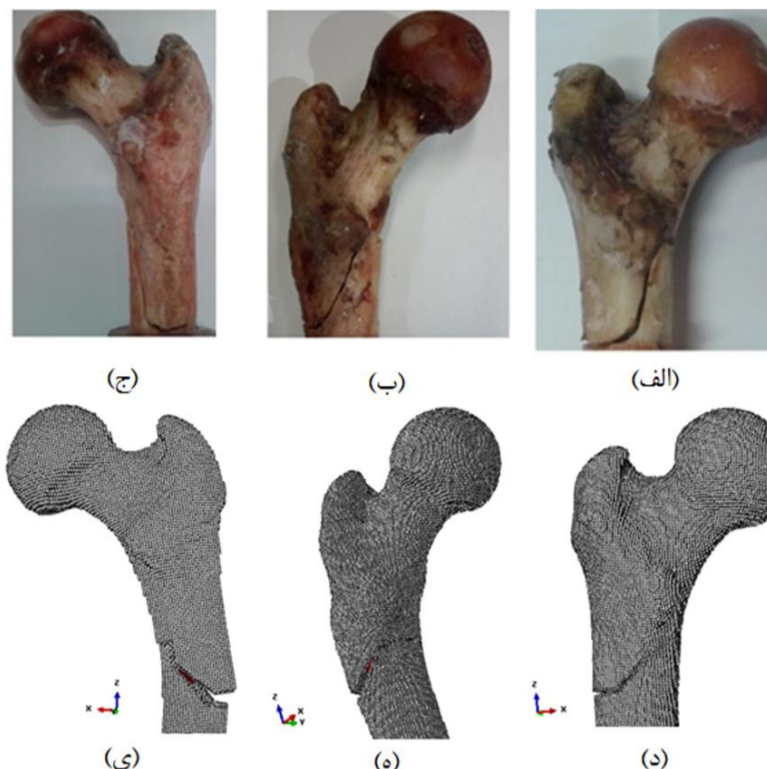
3-2- پیش بینی موقعیت شروع آسیب و نیروی شکست استخوان های با سفتی پائین با استفاده از تحلیل غیر خطی

همچنانکه توضیح داده شد، برای بدست آوردن انرژی شکست (به عنوان یکی از پارامترهای چسبندگی برای المان های چسبنده) نیاز به انجام آزمون چقرمگی شکست است. بنابراین از شافت ران مطابق آنچه در فصل پیشین توصیف شد، در نواحی مختلف آنتریور و پستریور 12 نمونه تهیه گردید که 6 نمونه برای تعیین چقرمگی در راستای استئون ها و 6 نمونه دیگر برای تعیین چقرمگی در راستای عمود بر استئون ها منظور گردید.

مقادیر متفاوتی با توجه به قرارگیری نمونه ها در نواحی آنتریور یا پستریور، از آزمون چقرمگی شکست برای نمونه های طولی با ترک عرضی (خمش سه نقطه ای) و نمونه های عرضی کمافی شکل با ترک در راستای طولی گذرنده از میان استئون ها بدست آمد. مقادیر چقرمگی مود اول برای نمونه های طولی آزمون خمش سه نقطه ای با ترک عرضی برای ناحیه پستریور مقدار $5/7 \text{ MPa} \sqrt{m}$ و برای ناحیه آنتریور $2/3 \text{ MPa} \sqrt{m}$ بدست آمده است. همچنین چقرمگی شکست برای نمونه های عرضی کمافی شکل با ترک در راستای طولی گذرنده از میان استئون ها، واقع در ناحیه پستریور به میزان $1/5 \text{ MPa} \sqrt{m}$ و در ناحیه آنتریور $1/3 \text{ MPa} \sqrt{m}$ بوده است. در نمونه واقعی استخوان ران در المان های چسبنده عمودی، ترک به جای عبور از میان استئون ها، موازی با استئون ها حرکت می کند. در شکل 5 شماتیکی از نمونه های با ترک طولی، موازی با استئون ها و گذرنده از میان استئون ها نشان داده شده است.

نسبت $2/25$ برای چقرمگی شکست نمونه با ترک موازی با استئون ها به چقرمگی نمونه با ترک گذرنده از میان استئون ها گزارش شده [28] که با توجه به دشواری تهیه نمونه با ترک موازی با استئون ها، در این مقاله از این نسبت استفاده شده است. بنابراین چقرمگی شکست برای نمونه های عرضی کمافی شکل با ترک موازی با استئون واقع در ناحیه پستریور به میزان $3/2 \text{ MPa} \sqrt{m}$ و در ناحیه آنتریور $2/3 \text{ MPa} \sqrt{m}$ تعیین گردید و از این دو مقدار برای تعیین انرژی شکست مود اول المان های چسبنده عمودی در تحلیل استخوان ران استفاده شده است. نمونه های 1، 3 و 4 در راستای α منفی مورد آزمون فشار قرار گرفتند. تحلیل غیرخطی با استفاده از مدل ناحیه چسبنده برای این سه نمونه انجام گردید. پارامترهای سفتی اولیه، ماکزیمم کرنش و انرژی شکست برای نمونه های مختلف بدست آمده و در تحلیل از

- [3] F. Taddei, L. Cristofolini, S. Martelli, H.S. Gill, M. Viceconti, Subject-specific finite element models of long bones: an in vitro evaluation of the overall accuracy, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, pp. 2457–2467, 2006.
- [4] A. Ural, P. Bruno, B. Zhou, X.T. Shi, X.E. Guo, A new fracture assessment approach coupling HR-pQCT imaging and fracture mechanics-based finite element modeling, *Journal of Biomechanics*, Vol. 46, pp. 1305–1311, 2013.
- [5] Ural A., Mischinski S., 2013. Multiscale modeling of bone fracture using cohesive finite elements. *Engineering Fracture Mechanics*, 103:141–152.
- [6] E. Dall'Ara, B. Luisier, R. Schmidt, F. Kainberger, P. Zysset, D. Pahr, A nonlinear QCT-based finite element model validation study for the human femur tested in two configurations in vitro, *Bone*, Vol. 52, pp. 27–38, 2013.
- [7] R. Hambli, A quasi-brittle continuum damage finite element model of the human proximal femur based on element deletion, *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 51, pp. 219–231, 2013.
- [8] 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*, Vol. 47, pp. 536–43, 2014.
- [9] Q.D. Yang, B.N. Cox, R. K. Nalla, R.O. Ritchie, Fracture length scales in human cortical bone: The necessity of nonlinear fracture models. *Biomaterials*, Vol. 27, pp. 2095–2113, 2006.
- [10] Q.D. Yang, B.N. Cox, R. K. Nalla, R.O. Ritchie, Re-evaluating the toughness of human cortical bone. *Bone*, Vol. 38, pp. 878–887, 2006.
- [11] V. Tomar, Insights into the effects of tensile and compressive loadings on microstructure dependent fracture of trabecular bone, *Engineering Fracture Mechanics*, Vol. 76, pp. 884–897, 2009.
- [12] J.J.L. Morais, M.F.S.F. de Moura, F.A.M. Pereira, J. Xavier, N. Dourado, M.I.R. Dias, J.M.T. Azevedo, The double cantilever beam test applied to mode I fracture characterization of cortical bone tissue, *Journal of mechanical behavior of biomechanical materials*, Vol. 3, pp. 446–453, 2010.
- [13] F.A.M. Pereira, J.J.L. Morais, N. Dourado, M.F.S.F. de Moura, M.I.R. Dias, Fracture characterization of bone under mode II loading using the end loaded split test, *Journal of mechanical behavior of biomechanical materials*, Vol. 4, pp. 1764–1773, 2011.
- [14] B. An, Y. Li, D. Arola, D. Zhang, Fracture toughening mechanism of cortical bone: An experimental and numerical approach. *Journal of mechanical behavior of biomechanical materials*, Vol. 4, pp. 983–992, 2011.
- [15] F.A.M. Pereira, J.J.L. Morais, N. Dourado, M.F.S.F. de Moura, M.I.R. Dias, Evaluation of bone cohesive laws using an inverse method applied to the DCB test, *Engineering Fracture Mechanics*, Vol. 96, pp. 724–736, 2012.
- [16] N. Dourado, F.A.M. Pereira, M.F.S.F. de Moura, J.J.L. Morais, M.I.R. Dias, Bone fracture characterization using the end notched flexure test. *Materials Science and Engineering C*, Vol. 33, pp. 405–410, 2013.
- [17] S. Li, A. Abdel-Wahab, V.V. Silberschmidt, Analysis of fracture processes in cortical bone tissue, *Engineering Fracture Mechanics*, Vol. 110, pp. 448–458, 2013.
- [18] E. Hamed, I. Jasiuk, Multiscale damage and strength of lamellar bone modeled by cohesive finite elements, *Journal of mechanical behavior of biomechanical materials*, Vol. 28, pp. 94–110, 2013.
- [19] 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*, Vol. 47, pp. 536–543, 2014.
- [20] D.M. Cullinane, T.A. Einhorn, *Biomechanics of Bone*, Book chapter, *Principles of Bone Biology*, Second Edition, Vol. 1, Academic Press, 2002.
- [21] 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, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 12, n. 6, pp. 822–833, 1994.
- [22] 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.
- [23] 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, pp. 125–33, 1998.
- [24] S. Li, E. Demirci, V.V. Silberschmidt, Variability and anisotropy of mechanical behavior of cortical bone in tension and compression, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Vol. 21, pp. 109–120, 2013.
- [25] E.A. Zimmermann, M.E. Launey, H.D. Barth, R.O. Ritchie, Mixed-mode fracture of human cortical bone, *Biomaterials*, Vol. 30, pp. 5877–5884, 2009.
- [26] ASTM E399. *Standard Test Method for Linear-Elastic Plane-Strain Fracture Toughness K_{Ic} of Metallic Materials*, 1990.



شکل 6 مسیر گسترش آسیب در آزمون تجربی و تحلیل عددی (الف) آزمون تجربی 1 (ب) آزمون تجربی نمونه 3 (ج) آزمون تجربی نمونه 4 (د) تحلیل غیرخطی نمونه 1 (ه) تحلیل غیرخطی نمونه 3 (و) تحلیل غیرخطی نمونه 4

جدول 6 مقایسه نیروی شکست بدست آمده از تحلیل عددی غیرخطی و آزمون تجربی

شماره نمونه	مشخصه	نیروی شکست حاصل از تحلیل غیرخطی (N)	نیروی شکست حاصل از آزمون تجربی (N)
1	18ML	6498	5112
3	27ML	4490	7089
4	20FR	2453	2661

4- نتیجه گیری

در مقاله حاضر به مطالعه رفتار شکست استخوان تحت بارگذاری با زوایای مختلف پرداخته شده است. تحلیل المان محدود خطی و غیرخطی برای هر یک از نمونه ها ارائه شده و روند پیش بینی شده شکست با انجام آزمون های تجربی صحت سنجی شده است. برای تحلیل غیرخطی برخی نمونه ها از مدل ناحیه چسبنده استفاده شده که پارامترهای آن با استفاده از آزمون های تجربی بر روی نمونه های بدست آمده است. در نهایت مقادیر نیروی شکست و مسیر شکست پیش بینی شده با نتایج آزمون های تجربی مقایسه گردید. مقایسه نتایج تحلیل عددی و نتایج آزمون های تجربی حاکی از توانایی و قابلیت اعتماد روش های مورد استفاده در شبیه سازی و پیش بینی شکست استخوان ران تحت بارگذاری های مختلف می باشد.

5- تقدیر و تشکر و پیوست ها

از صندوق حمایت از فناوران و پژوهشگران که حمایت مالی پژوهش حاضر را برعهده داشته اند، تشکر و قدرانی می گردد. از مرکز تحقیقات و بانک اعضای پیوندی جهت همکاری در تهیه نمونه های استخوان انسانی قدردانی می شود. همچنین از مهندس وحید نائینی و علیرضا بکائی که در این تحقیق همکاری داشته اند، تشکر می گردد.

6- مراجع

- [1] D.D. Cody, G.J. Gross, F.J. Hou, H.J. Spencer, S.A. Goldstei, D.P. Fyhri, Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA, *Journal of Biomechanics*, Vol. 32; pp. 1013-1020, 1999.
- [2] R. Bryan, P.B. Nair, M. Taylor, Use of a statistical model of the whole femur in a largescale, multi-model study of femoral neck fracture risk, *Journal of Biomechanics*, Vol. 42, pp. 2171–2176, 2009.

- [29] R.K. Nalla, J.S. Stolken, J.H. Kinney, R.O. Ritchie, Fracture in human cortical bone: local fracture criteria and toughening mechanisms, *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, pp. 1517–1525, 2005.
- [27] E.A. Zimmermann, M.E. Launey, R.O. Ritchie, The significance of crack-resistance curves to the mixed-mode fracture toughness of human cortical bone, *Biomaterials*, Vol. 31, pp. 5297-5305, 2010.
- [28] M. Mirzaei, M. Keshavarzian, F. Alavi, P. Amiri, S. Samizade, QCT-based failure analysis of proximal femurs under various loading orientations, *Medical & Biological Engineering & Computing*, DOI 10.1007/s11517-015-1254-2, 2015.