



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

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

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 المان محدود بر مبنای وکسل است. در این پژوهش با استفاده از روش المان محدود توسعه‌یافته به همراه مکانیزم آسیب غیرایزوتروپیک، 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 داده شده است. مدل‌هایی از سه استخوان ران با استفاده از روش برش‌نگاری کمی ساخته شده 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 انجام گرفته 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.

۱- مقدمه

شکست استخوان ران^۱ 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^۲ ابزاری بسیار خوب برای شبیه‌سازی هندسه‌ی پیچیده‌ی استخوان و به دست آوردن خواص استخوان به حساب می‌آید. همچنین تناظر خوب میان این

1 Femur

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

2 QCT-based finite element method

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 [۸-۱۱].

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^۱ استفاده شده است.

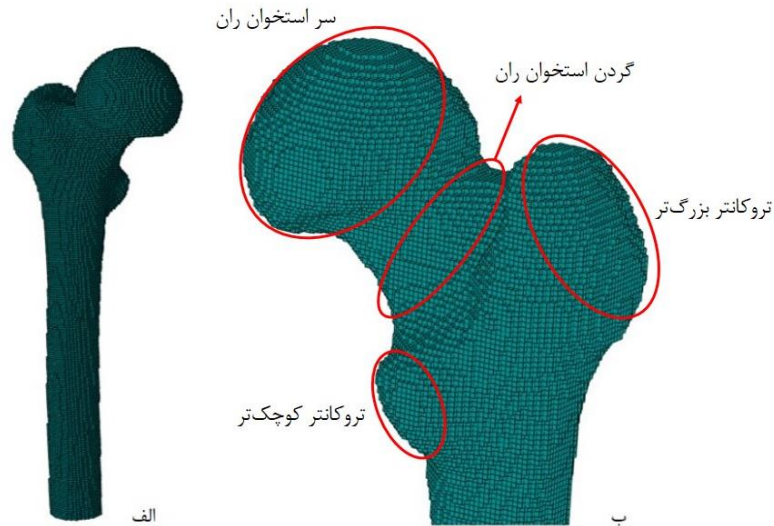
در سالیان گذشته محققان به منظور بررسی نقاط شروع شکست و همچنین مسیر دقیق شکست در استخوان را از روش‌های مختلف المان محدود غیرخطی استفاده کرده‌اند. فریک^۲ و مک‌گری^۳ [۱۲] از روش حذف المان برای به دست آوردن مقادیر نیروی شکست و مسیر شکست در استخوان متراکم در هنگام بیرون آوردن پیچ استفاده کردند. همبلی^۴ و 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-ترده^۵ محل شروع آسیب و مسیر پیشروی آن را پیش‌بینی کردند. میرزائی و همکاران [۱۴] نیز با استفاده از روش المان‌های ناحیه چسبنده^۶ مسیر شکست

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

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 هر دو 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 توسعه‌یافته 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 توسعه‌یافته 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 محدودیت‌های نظیر عدم در نظر گیری خواص غیرهمگن و غیرایزوتروپیک استخوان بوده‌اند. آزمایش‌ها و تحقیقات قبلی نشان داده‌اند که می‌توان



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

شکست در استخوان‌های ران استفاده شده است. از این رو یک معیار آسیب غیر ایزوتروپیک به همراه روش المان محدود توسعه یافته 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 قبل تر 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

استخوان متراکم را به عنوان یک نمونه کامپوزیت طبیعی در نظر گرفت که در آن استئون‌ها نقش فیبر^۱ 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 فون میز^۲ و تنش بیشینه اصلی^۳ به منظور پیش‌بینی 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

1 Fiber
2 Von Misses
3 Maximum principal stress

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)).

$$\rho_{ash} = 1.22\rho_{KHP} + 0.0526 \quad (1)$$

مدول الاستیک نیز برای هر المان مدل سه‌بعدی ساخته‌شده از روابط ارائه‌شده برای استخوان‌های اسفنجی^۳ و متراکم^۴ به دست می‌آیند [۲۳]. این روابط برای مقادیر مختلف چگالی استخوان نیز به شرح زیر است.

$$E(\rho_{ash}) = \begin{cases} 33900\rho_{ash}^{2.20} & \rho_{ash} \leq 0.27 \\ 5307\rho_{ash} + 4690 & 0.27 < \rho_{ash} \leq 0.6 \\ 10200\rho_{ash}^{2.01} & \rho_{ash} > 0.6 \end{cases} \quad (2)$$

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 ۰/۲۷ گرم 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

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^۱ 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^۲ 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 دی پتاسیم 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 به دست می‌آید.

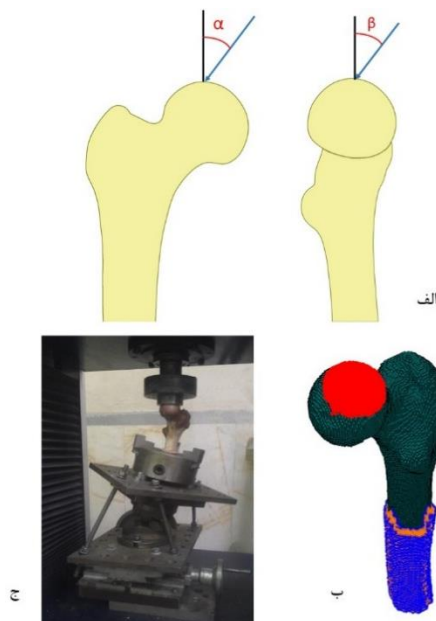
برای جداسازی الیاف سخت استخوان از محیط اطراف خود از یک کد متلب بر پایه روش پردازش تصویر استفاده شده است. همچنین از یک کد متلب به منظور ساخت مدل‌های المان محدود با تبدیل هر وکسل تصویر به یک المان ۸ گره‌ای مکعبی استفاده شده است. در نهایت یک مدل ۳ بعدی از استخوان سازگار با نرم‌افزار تحلیلی آباکوس به دست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

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

ابعاد اولیه المان‌ها با توجه به ابعاد وکسل‌های تصویر ۱۰/۶×۱۰/۶ میلی‌متر مکعب بود. در دو نمونه دارای المان‌هایی با ابعاد مختلف (۱×۱×۱ و ۱۰/۶×۱۰/۶) توزیع تنش مورد بررسی قرار گرفته 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).

3 Trabecular bone
4 Cortical bone

1 Quantitative computed tomography
2 Plexiglas



شکل ۲. الف. زوایای بارگذاری نسبت به صفحات کورونال و ساجیتال. 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]

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 متدوال 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

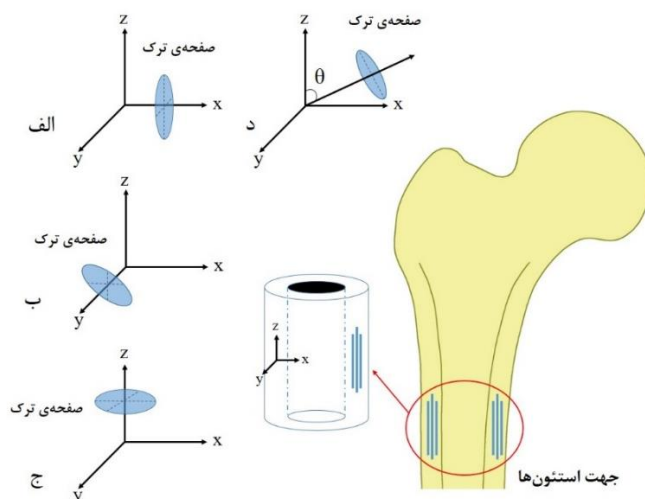
گذار^۱ معروف است در نظر گرفته می‌شود. ضریب پواسون برای استخوان مقدار ۰/۳ در نظر گرفته شد.

۳-۲- بارگذاری و شرایط مرزی استخوان

مبنای بارگذاری استخوان ران، صفحه‌ی کورونال^۲ می‌باشد. همچنین صفحه‌ای دیگر با نام صفحه‌ی ساجیتال^۳ که عمود بر صفحه‌ی کورونال 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 کورونال 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

- 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 perpendicular to osteons direction. (d) Crack path for failure criterion 4; normal to maximum principal direction.

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)).

$$\begin{aligned}
 (FailureCriterion)_1 &: \sqrt{\left(\frac{\sigma_{xn}}{\sigma_{xn}^0}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{xt}}{\sigma_{xt}^0}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{xs}}{\sigma_{xs}^0}\right)^2} \\
 (FailureCriterion)_2 &: \sqrt{\left(\frac{\sigma_{yn}}{\sigma_{yn}^0}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{yt}}{\sigma_{yt}^0}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{ys}}{\sigma_{ys}^0}\right)^2} \\
 (FailureCriterion)_3 &: \sqrt{\left(\frac{\sigma_{zn}}{\sigma_{zn}^0}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{zt}}{\sigma_{zt}^0}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{zs}}{\sigma_{zs}^0}\right)^2} \\
 (FailureCriterion)_4 &: \frac{\sigma_{\max ps}}{\sigma_{\max ps}^0}
 \end{aligned} \quad (3)$$

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

آزمایشگاهی قبلی، بارگذاری در حالت زاویه $\alpha = -15^\circ$ و $\beta = -15^\circ$ 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. از آنجایی 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

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] ارائه شده بود، نمونه‌های استخوانی به چهار قسمت مجزا تقسیم‌بندی شدند. المان‌هایی با چگالی کوچک‌تر از 0.317 ناحیه اسفنجی نام‌گذاری شده و میانگین دانسیته و مدول الاستیک آن‌ها محاسبه شده و به کل مجموعه المان‌ها تخصیص داده شد. المان‌هایی با چگالی بین 0.317 و 1 ناحیه متراکم 1 نامیده شده و متناسباً مقادیر میانگین چگالی و مدول الاستیک آن‌ها به کل مجموعه المان‌های متراکم 1 تخصیص داده شد. المان‌های با چگالی بین 1 و $1/5$ ناحیه متراکم 2 نامیده شده و میانگین چگالی و مدول الاستیک آن‌ها به کل مجموعه تخصیص داده شد و نهایتاً المان‌های با چگالی بین $1/5$ و 2 ناحیه متراکم 3 نامیده شده و میانگین چگالی و مدول الاستیک آن‌ها به کل مجموعه تخصیص داده شد.

با تعریف مکانیزم آسیب دارای 4 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 ارائه شده برای نسبت تنش‌های برشی بحرانی به تنش‌های نرمال بحرانی، مقادیر تنش برشی بحرانی برابر با نصف این مقادیر اختصاص داده شد [۱۴ و ۱۵].

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

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

است. هریک از 4 معیار تعریف شده که در زودتر از سایر معیارها به مقدار بحرانی 1 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 1 ترک در جهت تعریف شده برای همان معیار شروع به حرکت می‌کند.

مطابق شکل ۳-الف و رابطه‌ی (۳)، معیار آسیب 1 توسط تنش‌های محوری و برشی در راستای x محلی کنترل می‌شود و پس از رسیدن این معیار به مقدار 1 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 مشخص شده است.

مطابق شکل ۳-ب و رابطه‌ی (۳)، معیار آسیب 2 توسط تنش‌های محوری و برشی در راستای y محلی کنترل می‌شود و پس از رسیدن این معیار به مقدار 1 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 مشخص شده است.

مطابق شکل ۳-ج و رابطه‌ی (۳)، معیار آسیب 3 توسط تنش‌های محوری و برشی در راستای z محلی کنترل می‌شود و پس از رسیدن این معیار به مقدار 1 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 مشخص شده است.

مطابق شکل ۳-د و رابطه‌ی (۳)، معیار آسیب 4 توسط بیشینه تنش اصلی کنترل می‌شود و پس از رسیدن این معیار به مقدار 1 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 مشخص شده است. زاویه‌ی θ در رابطه‌ی به منظور محاسبه تنش بیشینه اصلی استفاده می‌شود.

روابط تعریف شده تعیین کننده موقعیت اولیه جوانه زنی ترک در استخوان می‌باشند. پس از آن مسیر رشد ترک توسط جهات و صفحات تعریف شده برای رشد ترک مشخص می‌شود. پس از شروع

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	$\epsilon_{xt}^0 = \epsilon_{xs}^0$	ϵ_{yn}^0	$\epsilon_{yt}^0 = \epsilon_{ys}^0$	ϵ_{zn}^0	$\epsilon_{zt}^0 = \epsilon_{zs}^0$
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

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 به دست آمده‌اند. 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 به دست آمده‌اند. از این رو با در اختیار داشتن مقادیر مدول الاستیک برای نواحی متراکم و یافتن مقادیر حاصل ضرب این مقادیر در کرنش‌های بحرانی ($S=E \times \epsilon$)، 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

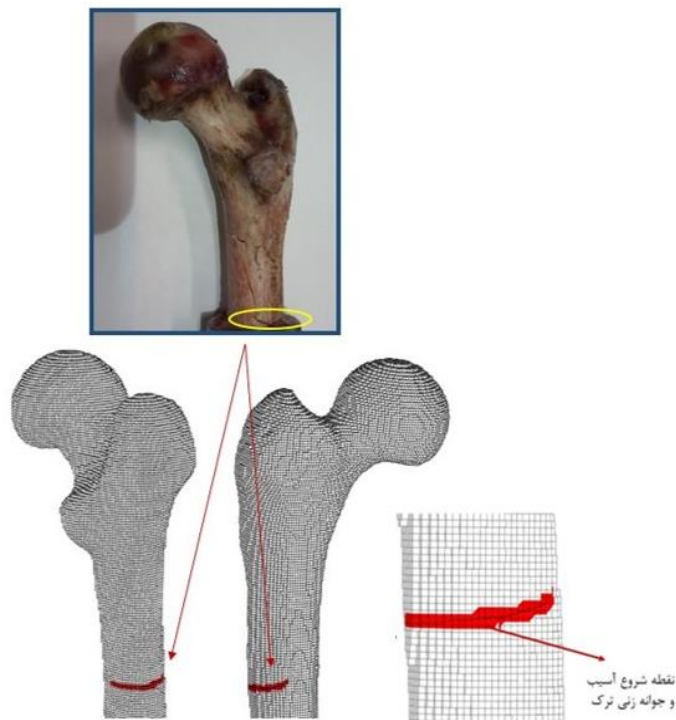
ترک و جداشدگی المان از انرژی شکست استفاده شده است. مطابق با تحقیقات قبلی نرخ انرژی شکست برای استخوان اسفنجی به صورت رابطه‌ای متناسب با چگالی ارائه شده است [۲۷ و ۲۸]. مقادیر انرژی شکست برای موده‌های شکست مختلف به صورت G_{IC} برای مود اول شکست، G_{IIC} و G_{IIIC} برای موده‌های دوم و سوم شکست نشان داده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

$$G = \frac{K^2}{E \times (1 - \nu^2)} \quad (5)$$

$$K = 0.7413E6\rho_{ash}^{1.49}$$

در رابطه‌ی (۵)، مقدار انرژی شکست G (J/m^۲)، K متغیری بر حسب مقدار چگالی ($N.m^{-۷/۵}$)، مقدار مدول الاستیک و $\nu = 0.۳$ است. همچنین برای به دست آوردن مقادیر انرژی شکست در مود دوم و سوم از رابطه‌ی (۶) استفاده شده است [۲۷ و ۲۸].

$$G_{IIC} / G_{IC} = G_{IIIC} / G_{IC} = 0.33 \quad (6)$$



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

متراکم ارائه داده است. طبق این گزارش مقادیر برای انرژی شکست برای رشد ترک در جهات مختلف به صورت جداگانه ارائه شده 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

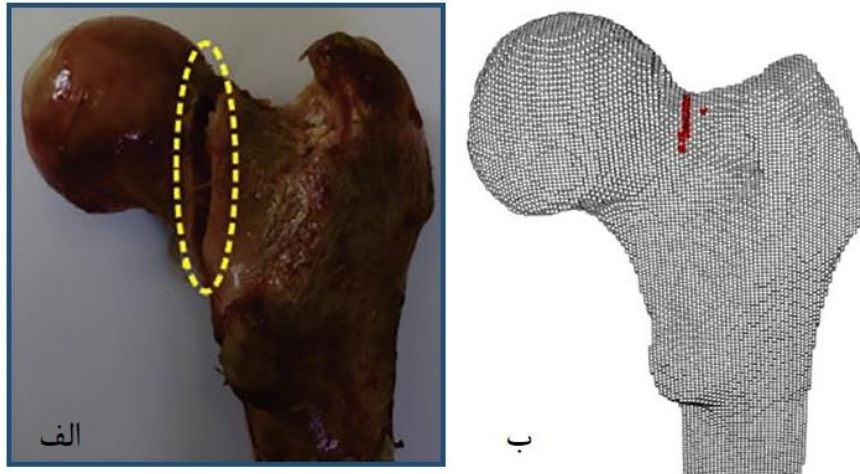
هدف اصلی این پژوهش بررسی نقطه‌ی ابتدایی شکست بر روی مسیر استخوان و یافتن مسیر گسترش آسیب است. در ادامه به بررسی ناحیه شروع آسیب و چگونگی رشد ترک پس از آن در نمونه‌های مختلف پرداخته می‌شود. به منظور ارزیابی دقت و صحت مسیرهای پیش‌بینی شده به روش المان محدود توسعه‌یافته و با

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].

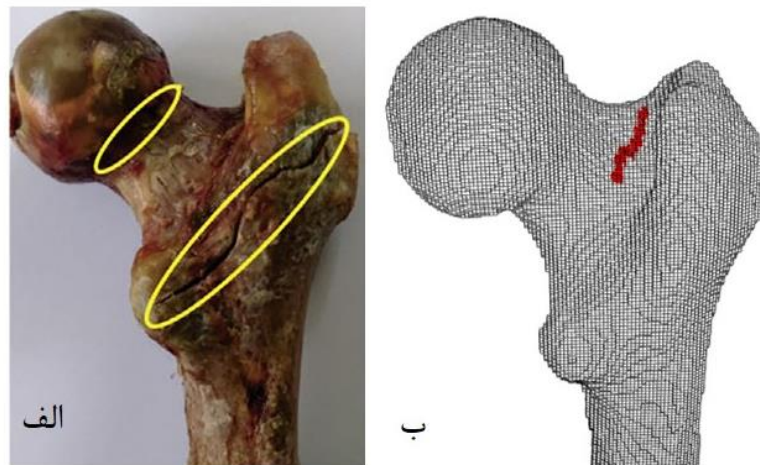
جدول ۲ مقادیر تنش استحکام برای استخوان‌های متراکم نمونه ۱ (زن-۲۰ ساله) است. این مقادیر برحسب مگاپاسکال ارائه شده است. در جدول ۲ مقادیر تنش‌های نرمال و برشی برای هر یک از جهات اصلی در نظر گرفته شده است. همچنین مقدار بیشینه کرنش اصلی بحرانی مطابق با [۱۵] برابر با ۰/۶۱٪ در نظر گرفته شد.

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

علاوه بر خواص مربوط به استحکام استخوان که مقادیر کنترل‌کننده مکانیزم شروع ترک هستند برای مقادیر کنترل‌کننده‌ی میزان رشد ترک و جداسازی المان از انرژی شکست استفاده شده است. میرزائی و همکاران [۱۴] مقادیری برای انرژی شکست استخوان‌های



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

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 شافت 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

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^۱

¹ Subtrochantric

نمونه استخوانی توسط روش المان محدود توسعه یافته کاملاً مطابق نتایج به دست آمده 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 توسعه یافته فراهم آورده است. روش المان محدود توسعه یافته 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 توسعه یافته 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 کروئال 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 نمونه دیگر است که موجب کاهش سفتی شافت این استخوان و تغییرات فرم بیشتر در شافت و نهایتاً شروع آسیب در این ناحیه

آسیب در تطبیق مناسبی با نتایج به دست آمده از تست‌های مکانیکی است (شکل ۴).

۲-۳- نمونه دوم (مرد - ۵۸ ساله - راست)

مطابق شکل ۶ شکستگی استخوان در این نمونه از نوع پایه‌گردنی^۱ است. نتایج حاصل از مدل‌سازی عددی نقطه‌ی شروع ترک در ناحیه بالای 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^۲ 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 این‌چینی 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 بالای 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 به دست آمده 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 به دست آمده برای

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^۱ لزوم تعریف تماس وجود دارد، از این رو تعریف تماس نیز یکی از عوامل تشدیدکننده‌ی ناهمگرایی در حل مسائل المان محدود 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^۲ و همچنین کاهش میزان زمان مراحل حل^۳ تا حد خوبی مقدار رشد ترک را افزایش داده است.

با اینکه روش‌های بیان شده برای افزایش میزان همگرایی تأثیر به‌سزایی 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

1 Enrichment zone
2 Cut back
3 Minimum step size

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.

- 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*

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 کروئال، درجه
σ	تنش
ε	کرنش
n	ضریب پواسون

زیر نویس

<i>ash</i>	خاکستر
<i>max ps</i>	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.

- 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.
- 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*

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](https://doi.org/10.22060/mej.2021.17632.6632)

