

# آزمایش شکست بر روی استخوان فشرده گاوی و به دست آوردن خصوصیات مکانیکی چقرمگی استخوان و بررسی تأثیر ریز ساختار در نحوه شکست

احمد رئیسی نجفی<sup>i</sup>؛ عرفان ملاکین<sup>ii</sup>؛ کاوه پوراکبر صفار<sup>iii</sup>؛ حمیدرضا کاتوزیان<sup>iv</sup>؛ احمدرضا عرشی<sup>v</sup>؛ محمدرضا اسلامی<sup>vi</sup>

## چکیده

در این تحقیق سعی بر به دست آوردن مقدار چقرمگی شکست استخوان گاوی با توجه به استاندارد شکست ASTM-E399 و با استفاده از نمونه‌های شیار دار یک طرفه است. رفتار شکست با تصویربرداری از سطوح شکست به وسیله میکروسکوپ الکترونی (SEM) نیز بررسی شده است. این تصاویر بیانگر تأثیر ریز ساختار استخوان بر رفتار شکست است. در سطوح شکست، پدیده‌هایی چون بیرون کشیده شدن اوستیون‌ها، جدایش لایه‌ها و انفصال سمند لاین‌ها قابل تشخیص است. طبق تصاویر SEM، بیشتر ریزترک‌ها در بافت بینابینی تشکیل و طی رشد در مرز سمند لاین‌ها متوقف می‌شوند.

## کلمات کلیدی

ریز ساختار استخوان، چقرمگی شکست، ریز ترک، میکروسکوپ الکترونی

## *Fracture Test of Bovine Cortical Bone, Evaluation of Bone Toughness Properties and Consideration of Bone Microstructure Effect on Fracture Behavior*

A. Raeisi Najafi; E. Mallakin; K. PourAkbar Saffar; H.R. Katouzian; A.R. Arshi; and M.R. Eslami

### ABSTRACT

In this research, it is tried to obtain fracture toughness properties of bovine bone according to ASTM-E399 standard, using single edge notched specimens. Fracture behavior is also considered using fracture surface images obtained from Scanning Electron Microscope (SEM). These images demonstrate the effect of bone microstructure on its fracture behavior. Some phenomena such as osteons pullout, delamination, and cement lines debonding can be specified on fracture surfaces. According to SEM images, most of microcracks are formed in interstitial tissue and their growths are stopped on cement lines boundaries.

### KEYWORDS

Bone Microstructure, Fracture Toughness, Microcrack, Scanning Electron Microscope (SEM)

<sup>i</sup> دانش آموخته دکتری بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران: [raeisi@aut.ac.ir](mailto:raeisi@aut.ac.ir)  
<sup>ii</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران: [k.pourakbar@bme.aut.ac.ir](mailto:k.pourakbar@bme.aut.ac.ir)  
<sup>iv</sup> استادیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران: [katouzian@engineer.com](mailto:katouzian@engineer.com)  
<sup>v</sup> دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران: [arshi@aut.ac.ir](mailto:arshi@aut.ac.ir)  
<sup>vi</sup> استاد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران: [eslami@aut.ac.ir](mailto:eslami@aut.ac.ir)

در جهت طولی انجام دادند. چقرمگی طولی استخوان فشرده انسان با استخوان فشرده گاوی در تحقیقی به وسیله نرمن و همکارانش (۱۹۹۵) مقایسه شد و مشخص شد که استخوان فشرده انسان با اینکه ضعیفتر از استخوان فشرده لایه لایه گاوی است؛ ولی چقرمگی کمتری از آن ندارد [۱۳]. علت این امر را نیز در ریزساختار مرکب فیبری استخوان فشرده انسان ذکر کردند. از این رو، در مطالعات جدید توجه زیادی روی ریز ساختار استخوان و تأثیر آن بر پدیده شکست و همچنین تأثیر ریز تخریب به خصوص به شکل ریز ترک بر روی شکست شده است [۸]، [۱۲]. شفلر و همکارانش (۱۹۹۴) گزارش کردند که بر اثر بارگذاری، استخوان به شکل‌گیری تعداد زیادی ترک‌های کوچک تمایل دارد و از شکل‌گیری ترک‌های بزرگ ممانعت می‌کند [۲۲]. شفلر و همکارانش (۱۹۹۵) همچنین گزارش کردند که بیشتر ریزترک‌ها در بافت بینابینی در ماتریس اطراف اوستیون‌ها شکل می‌گیرند [۲۱]. مطالعات زوپاس و همکارانش (۱۹۹۴) نشان داد که مسیر رشد ریزترک‌ها تحت تأثیر محدودیت‌های ریزساختار قرار می‌گیرد [۳۰]. بویس و همکارانش (۱۹۹۸) نیز به کمک آزمایش‌های تجربی نشان دادند که ریزترک‌ها در بافت بینابینی رشد کرده و در مرز اوستیون‌ها متوقف می‌شوند [۶]. در مطالعات جدیدتر، اوبرین و همکارانش (۲۰۰۵) گزارش کردند که رفتار ریزترک‌ها بسته به طول آنها در هنگام نزدیک شدن به مرز اوستیون متفاوت است [۱۵]. در این مطالعه، تست شکست بر روی نمونه‌های استخراج شده از استخوان فشرده فمور گاو با هدف بررسی تأثیر ریزساختار استخوان بر رفتار شکست آن انجام شده است.

## ۲- روش

۴ استخوان فمور از گوساله‌های ۱.۵ تا ۲.۵ ساله با جثه بزرگ برای استخراج نمونه‌های CT مطابق ابعاد استاندارد [۲] (شکل ۱) انتخاب شد. در ابتدا هر یک از استخوان‌ها با جدا کردن دو سر دیافیز به ۶ قسمت با طول تقریبی ۵cm تقسیم شده، سپس داخل استخوان‌ها خالی شد. با توجه به محل‌هایی از مقطع استخوان فمور که روی بیشترین ضخامت بود، برش طولی نمونه‌ها انجام شد. نمونه‌های اصلی از شافت استخوان جدا شد و سطوح تقریباً مسطحی برای ماشین‌کاری استخوان به دست آمد. در تمام مراحل آماده‌سازی، نمونه‌ها در شرایط تر نگهداری و در دمای  $20^{\circ}\text{C}$  - ذخیره شد. نمونه‌ها به صورت طولی در محور استخوان بر روی دستگاه فرز بسته شدند. با استفاده از فرز با دور بین ۷۰۰rpm تا ۱۰۰۰rpm به تراش سطح استخوان اقدام شد تا بافت‌های سطحی استخوان از بین رفته و سطحی کاملاً یکنواخت با شکل مکعب مختص نمونه‌های

پیش بینی شکست استخوان از نیروهای وارده، یک موضوع جالب در بیومکانیک در صد سال گذشته بوده است. تا اواخر دهه ۱۹۶۰، انضباط پدیدار شده در بیومکانیک ارتوپدی و ضربه، باعث تمرکز و جذب مطالعات روی خصوصیات استخوان و پدیده شکست تحت نیروهای وارده شد [۱۱]. در بیشتر این مطالعات، استحکام استخوان فشرده و استخوان اسفنجی در شرایط کشش و فشار بررسی شده است؛ اما اطلاعات به دست آمده از این مطالعات، پروسه واقعی شکست را که در رشد ترک پایدار و ناپایدار اتفاق می‌افتد، تبیین نکردند. به عنوان مثال، با تعیین استحکام ماده به روش مرسوم سنتی، استخوان خشک استحکام کششی بالاتری از استخوان تر دارد؛ ولی مقاومت استخوان خشک در برابر شکست کمتر از استخوان تر است [۱۱]. ناتوانی روش‌های سنتی در تعیین طبیعت شکست در استخوان، محققین را به آغاز مطالعه پروسه شکست در استخوان مانند دیگر مواد واداشت. یکی از تئوری‌های استفاده شده در شکست استخوان، مکانیک شکست الاستیک خطی (LEFM) است [۱۷]، [۲۷]. در این تئوری، ضریب شدت تنش بحرانی ( $K_{Ic}$ ) یکی از ترم‌هایی است که مقاومت ماده در مقابل رشد ترک را تشریح می‌کند [۱۱].

اولین آزمایش‌های مناسب شکست استخوان را ملوین و ایوانز (۱۹۷۳) انجام دادند [۱۰]. آنها مقدار متوسط  $K_{Ic}$  برای رشد آهسته ترک در جهات طولی و عرضی برای استخوان فشرده ران گاو را به ترتیب  $2.21 \text{ MNm}^{-3/2}$  و  $0.58 \text{ MNm}^{-3/2}$  گزارش کردند [۱۰]. اثر خشک و تر بودن استخوان در آزمایش نیز بررسی شد که نشان داد  $K_{Ic}$  برای استخوان تر ۴۰٪ بیشتر از استخوان خشک است. در ادامه بنفیلد و دته (۱۹۷۶) نتایج رشد ترک عرضی به وسیله یک نمونه شکافدار یک طرفه (SEN) را بر روی استخوان تیبیای گاو گزارش کردند و وابستگی تنش شکست ( $\sigma_{Fr}$ ) به طول ترک ( $a$ ) و شعاع نوک ترک ( $r$ ) را بررسی کردند [۵]. رایت و هیز (۱۹۷۷) با ساخت نمونه Compact Tension (CT) طبق استاندارد ASTM؛ که برای اولین بار روی استخوان آزمایش می‌شد، اثر دانسیته استخوان و ضخامت نمونه را روی رشد طولی در استخوان فشرده فمور گاو بررسی کردند و بین چقرمگی و دانسیته استخوان یک رابطه مثبت گزارش کردند [۲۷]. بهیروی و همکارانش (۱۹۸۴) اولین کسانی بودند که چقرمگی استخوان انسان را گزارش دادند [۴]. آنها به علت محدودیت در اندازه نمونه آماده شده بر روی استخوان‌های انسان، آزمایش را فقط

داده شد. نرخ بارگذاری به صورت کنترل سرعت دو فک معادل  $0.005 \text{ mm/sec}$  تعیین شد. طی این بارگذاری نمونه‌ها شکسته و نتایج خروجی به صورت عددی و برحسب نموداری از نیرو بر حسب فاصله به دست آمد. با استفاده از این نمودارها مقدار  $K_C$  طبق استاندارد، از روابط زیر استخراج شد:

$$K_C = \frac{P_Q}{BW^{\frac{1}{2}}} \cdot f\left(\frac{a}{W}\right) \quad (1)$$

$$f\left(\frac{a}{W}\right) = \frac{\left(2 + \frac{a}{W}\right)}{\left(1 - \frac{a}{W}\right)^{\frac{3}{2}}} \left[0.886 + 4.64\left(\frac{a}{W}\right) - 13.32\left(\frac{a}{W}\right)^2 + 14.72\left(\frac{a}{W}\right)^3 - 5.6\left(\frac{a}{W}\right)^4\right] \quad (2)$$

در معادلات بالا  $P_Q$  و  $K_C$  به ترتیب معادل  $K_C$  و نیروی شکست، و  $a$ ،  $B$  و  $W$  به ترتیب طول ترک، ضخامت و عرض نمونه هستند.

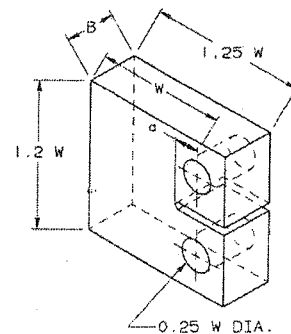
پس از انجام آزمایش و مشاهده تفاوت در زوایای شکست بین نمونه‌های مختلف، ۵ قطعه از نمونه‌ها با مسیرهای رشد ترک متفاوت برای بررسی تأثیر ریز ساختار استخوان فشرده بر فرایند شکست به وسیله میکروسکوپ الکترونی SEM آماده شد. نمونه‌های انتخابی دارای زاویه رشد ترک به ترتیب صفر درجه، ۱۵ درجه، ۴۵ درجه، ۹۰ درجه، و شکست ناگهانی بودند. در اینجا با استفاده از روش الکترون ثانویه Secondary Electron (SE) تصاویر با بزرگ‌نمایی مشخص تهیه شد.

ابتدا نمونه‌ها با الکل طبی شسته شد تا از هر گونه ذرات اضافی یا چربی‌های بافت مربوطه پاک گردد؛ چون در صورت چرب بودن نمونه امکان انجام مرحله خلا و طلا گذاری روی نمونه‌ها وجود ندارد؛ سپس نمونه‌ها تا حد امکان کوچک شد تا زمان رسیدن به خلا مورد نیاز به حداقل برسد. دستگاه خلا، تا فشار  $10^{-2} \text{ mbar}$  خلا ایجاد می‌کند که این فشار برای انجام مرحله طلا گذاری مناسب است. در این فشار لایه نازکی از طلا به ضخامت  $10 \text{ nm}$  به صورت پلاسما بر روی تمام قسمت‌هایی که به عکس‌برداری نیاز داشت قرار گرفت. این لایه نازک طلا باعث هادی شدن سطح جسم می‌شود و تفنگ الکترونی میکروسکوپ قادر به رویت نمونه‌ها خواهد بود. نمونه‌ها از دستگاه خلا خارج شد و داخل دستگاه میکروسکوپ الکترونی قرار گرفت و دوباره عمل طلا سازی تا فشار  $10^{-4} \times 1/3 \text{ mbar}$  ادامه یافت. در این فشار، امکان روشن کردن فیلمان دستگاه وجود دارد.

### ۳- نتایج

خروجی آزمایش شکست بر روی ۲۳ نمونه CT با دستگاه

CT به دست آید. حین عملیات ماشین‌کاری از محلول سالیین برای جلوگیری از افزایش دما و صدمه دیدن بافت استفاده شد [۱۰]. پس از به دست آوردن قطعات مکعبی شیار داخلی نمونه‌ها با استفاده از دستگاه فرز انگشتی به ضخامت  $2 \text{ mm}$  ایجاد شد. برای ایجاد تمرکز تنش و رشد ترک، از شیاری با زاویه  $45^\circ$  درجه استفاده شد. نمونه‌ها در دو جهت عمود بر شافت اصلی استخوان فمور و در جهت شافت اصلی استخوان، شیار خوردند؛ سپس با استفاده از مته  $5 \text{ mm}$  و با توجه به اندازه‌های ارائه شده در استاندارد، سوراخ‌هایی در دوطرف شیار ایجاد شد تا جایی برای اتصال نمونه‌ها به گیره‌های مخصوص کشش حاصل شود.



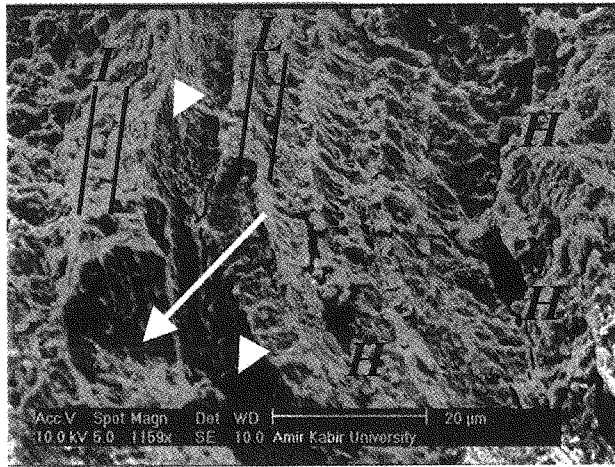
شکل (۱): نمونه CT برای تست شکست

بایستی در انتهای شیار، یک ترک اولیه ایجاد می‌شد تا طی آزمایش شکست بر روی نمونه، این ترک اولیه رشد کند. در اینجا با استفاده از یک اهر مویی، شیاری به عمق حدود  $2 \text{ mm}$  در انتهای شیار اصلی ایجاد شد؛ سپس با استفاده از یک تیغ خود تراش در انتهای شیار یک ترک اولیه به وجود آمد. بدین ترتیب، نمونه‌ها برای انجام آزمایش شکست آماده شدند. به دلیل وقوع فاصله زمانی قابل توجه بین آماده‌سازی نمونه‌ها و انجام آزمایش، تست شکست بر روی استخوان خشک صورت گرفت. نمونه‌ها با استفاده از دستگاه تست کشش دینامیک آزمایش شدند. گیره‌های مخصوصی برای اتصال نمونه‌ها به دستگاه طراحی و ساخته شد (شکل ۲).



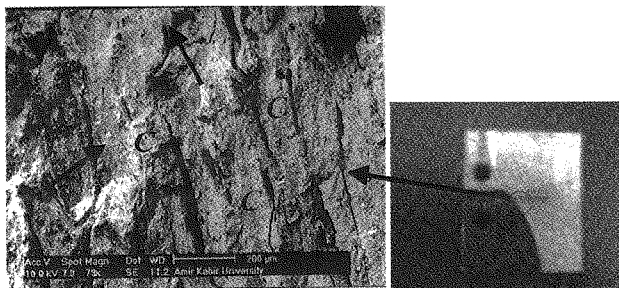
شکل (۲): گیره‌های اتصال نمونه به دستگاه کشش

نمونه‌ها در دستگاه کشش قرار داده شدند. پس از محکم کردن نمونه در گیره‌ها و قراردادن پنس‌ها، فک‌ها از یکدیگر جدا شد تا نمونه تحت بار کششی معادل  $10 \text{ N}$  قرار گیرد. در این حالت نیروی دستگاه و فاصله نسبی دو فک برابر صفر قرار



شکل (۴): پدیده جدایش لایه های لمه لا

شکل‌های (۵-الف و ب) به ترتیب مسیر رشد ترک و سطوح شکست را با بزرگنمایی ۷۳ برابر نشان می‌دهند. در این عکس می‌توان تجمع ریزترک‌های موازی را (مشخص شده با C)؛ که غالب بر مکانیزم شکست است، تشخیص داد. این پدیده قابل مقایسه با شکست در مواد سرامیکی می‌باشد. چنانکه در شکل (۵-ب) مشاهده می‌شود، بیشتر ریزترک‌ها در بافت بینابینی به وجود آمده‌اند که مطابق با گزارش‌ها در این زمینه است. در شکل (۵-الف) نیز مشخص شده است که شکل (۵-ب) سطوح شکست در قسمت ابتدایی مسیر ترک را نشان می‌دهد. مشخص است که در این سطح، ریزترک‌ها عمود بر مقطع اوستیون‌ها (مشخص شده با پیکان کوتاه) است.



(۵-ب)

(۵-الف)

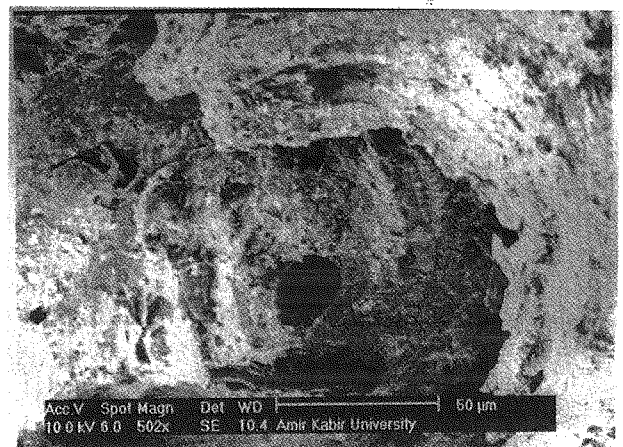
شکل (۵): (الف) نمونه، (ب) عکس SEM از ابتدای مسیر شکست.

انحراف مسیر ترک اصلی و سطوح شکست در دو منطقه ابتدایی و انتهایی مسیر شکست به ترتیب در شکل‌های (۶-الف، ب و پ) نمایش داده شده است. شکل (۶-ب) سطح شکست در قسمت ابتدایی رشد ترک را با بزرگنمایی ۱۵۴ برابر نشان می‌دهد. در این سطح ترک اولیه عمود بر اوستیون‌ها ایجاد شده است. در این عکس مشخص است که ریزترک‌ها طی رشد یا از اوستیون منحرف و یا در مرز سمنت لاین‌ها متوقف شده‌اند. مسیر ریزترک شماره (۱) از کنار اوستیون گذشته و در سمنت لاین سومین اوستیون متوقف شده است. ریزترک‌های

کشش دینامیک، نمودار نیرو-جاب‌جایی است. در نمودارهای به دست آمده مشخص شد که رفتار استخوان طی بارگذاری، به صورت الاستیک خطی است. مسأله مهم دیگر، مسیر رشد ترک متفاوت در نمونه‌های مختلف است که در رابطه با ریزساختار استخوان است. نتایج حاصل برای بار  $P_0$  و فاکتور  $K_0$  (دو پارامتر حاصل از استاندارد ASTM-E399) در جداول (۱)، (۲) و (۳) آورده شده است. مطابق این جداول، محدوده چقرمگی شکست برای استخوان خشک فمور گاو در راستای طولی بین  $1.70 \text{ MNm}^{-3/2}$  تا  $2.86 \text{ MNm}^{-3/2}$  و در راستای عرضی بین  $1.67 \text{ MNm}^{-3/2}$  تا  $2.28 \text{ MNm}^{-3/2}$  است.

نتایج مربوط به عکس‌برداری سطوح شکست عکس‌هایی مطابق شکل‌های (۳) تا (۸) است و با بررسی سطوح شکست در این عکس‌ها می‌توان رفتار شکست و مسیر رشد ریزترک‌ها را مطالعه کرد.

شکل (۳)، پدیده بیرون کشیده شدن یک اوستیون بر اثر نیروهای کششی وارده را با بزرگنمایی ۵۰۲ برابر نشان می‌دهد. این پدیده بر مقاومت شکست استخوان بسیار تأثیرگذار است.



شکل (۳): پدیده بیرون کشیدگی اوستیون

اگر بزرگنمایی به ۱۱۵۹ برابر افزایش یابد، می‌توان سطوح شکست در حد لایه‌های لمه‌لاها را بخوبی دید. شکل (۴) پدیده جدایش لایه‌ها در لمه‌لاهای داخل اوستیون را نشان می‌دهد. در این عکس هر لایه با حرف A مشخص شده است و با مقایسه لایه‌های کنار هم شکاف عمیق بین آنها بخوبی قابل تشخیص است؛ همچنین کنده شدن قسمت‌هایی از لایه‌ها (مشخص شده با پیکان) نیز در عکس قابل رویت است. بین لایه‌های کنار هم، فیبرهای بین لایه‌ای با نوک پیکان و سوراخ‌هایی که در بین فیبرهای نازک هستند با حرف H مشخص شده‌اند. همچنین در تصویر می‌توان دید که فیبرها به یکدیگر پیوسته‌اند.

شماره (۲) و (۳) نیز طی رشد به مرز اوستیون رسیده و متوقف شده‌اند. در نمونه شکل (۶-الف) ترک اولیه عمود بر اوستیون هاست؛ اما مسیر رشد ترک به گونه‌ای منحرف می‌شود که ترک اصلی بین اوستیون‌ها و موازی با راستی طولی رشد می‌کند. این مطلب در شکل (۶-پ)؛ که از انتهای مسیر رشد ترک تهیه شده است، بخوبی مشاهده می‌شود. کانال مشخص شده در این شکل کانال هورسیان (کانال مرکزی اوستیون) است که موازی با سطح شکست است و این، نشان دهنده موازی بودن مسیر رشد ترک اصلی با اوستیون‌هاست. در این شکل، دیگر سطح مقطع سیستم اوستیون‌های ثانویه قابل رویت نیست و حفره‌های موجود، حفره‌هایی چون کانال‌های ولکمن هستند.

جدول (۱): مقادیر  $P_Q$  و  $K_Q$  حاصل از آزمایش شکست در نمونه‌هایی که مسیر رشد ترک عرضی است

شماره	عرض نمونه $W$ (cm)	ضخامت نمونه $B$ (cm)	اندازه ترک $a$ (cm)	$\frac{a}{W}$	$f(\frac{a}{W})$	$P_Q$ (kN)	$K_Q (MNm^{-\frac{3}{2}})$
۱	۲.۵۶	۰.۷۰	۱.۱	۰.۴۲	۷.۷۸	۰.۲۴	۱.۶۷
۴	۲.۲۸	۰.۵۵	۰.۹۵	۰.۴۲	۷.۵۷	۰.۲۳	۲.۰۱
۷	۲.۲۴	۰.۴۲	۰.۸۰	۰.۳۶	۶.۴۷	۰.۲۳	۲.۲۱
۹	۲.۶۴	۰.۵۵	۰.۷۵	۰.۲۸	۵.۲۳	۰.۴۰	۲.۲۹
۱۵	۲.۰۰	۰.۵۰	۰.۷۰	۰.۳۵	۶.۳۰	۰.۲۸	۲.۲۸
۲۰	۲.۳۲	۰.۵۵	۰.۷۵	۰.۳۲	۵.۸۴	۰.۳۵	۲.۴۴
۲۲	۲.۲۰	۰.۶۰	۰.۹۰	۰.۴۱	۷.۲۷	۰.۲۸	۲.۱۵

جدول (۲): مقادیر  $P_Q$  و  $K_Q$  حاصل از آزمایش شکست در نمونه‌هایی که مسیر رشد ترک مایل است

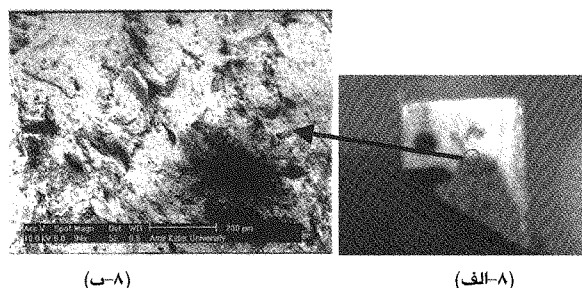
شماره	عرض نمونه $W$ (cm)	ضخامت نمونه $B$ (cm)	اندازه ترک $a$ (cm)	$\frac{a}{W}$	$f(\frac{a}{W})$	$P_Q$ (kN)	$K_Q (MNm^{-\frac{3}{2}})$
۶	۲.۲۰	۰.۴۵	۰.۷۵	۰.۳۴	۶.۱۴	۰.۲۴	۲.۲۱
۸	۱.۹۲	۰.۴۵	۰.۷۰	۰.۳۶	۶.۳۷	۰.۲۶	۲.۷۰
۱۰	۲.۵۶	۰.۴۵	۰.۸۰	۰.۳۱	۵.۶۹	۰.۶۸	۵.۳۷
۱۲	۲.۵۰	۰.۵۲	۰.۷۰	۰.۲۸	۵.۲۳	۰.۶۵	۴.۲۱
۱۳	۲.۱۶	۰.۴۰	۰.۶۵	۰.۳۰	۵.۶۲	۰.۳۸	۲.۶۲
۱۴	۲.۹۰	۰.۵۵	۰.۸۰	۰.۲۸	۵.۲۳	۰.۷۵	۴.۲۷
۱۶	۲.۲۸	۰.۴۵	۰.۷۰	۰.۳۱	۵.۶۹	۰.۳۰	۲.۵۱
۱۸	۲.۴۰	۰.۵۰	۰.۸۵	۰.۳۵	۶.۳۰	۰.۳۲	۲.۶۰
۲۱	۲.۲۴	۰.۵۰	۰.۸۰	۰.۳۶	۶.۴۷	۰.۲۲	۱.۸۲

جدول (۳): مقادیر  $P_Q$  و  $K_Q$  حاصل از آزمایش شکست در نمونه‌هایی که مسیر رشد ترک طولی است

شماره	عرض نمونه $W$ (cm)	ضخامت نمونه $B$ (cm)	اندازه ترک $a$ (cm)	$\frac{a}{W}$	$f(\frac{a}{W})$	$P_Q$ (kN)	$K_Q (MNm^{-\frac{3}{2}})$
۵	۲.۲۰	۰.۷۰	۰.۹	۰.۴۱	۷.۲۷	۰.۲۴	۱.۷۰
۱۷	۲.۵۶	۰.۵۲	۱.۰	۰.۳۹	۶.۹۹	۰.۲۸	۲.۳۵
۲۳	۲.۲۰	۰.۵۵	۰.۷۰	۰.۳۰	۵.۵۴	۰.۴۲	۲.۸۶

ریزترک‌های موازی در بافت بینابینی است.

در شکل‌های (۸-الف و ب) به ترتیب نمونه تخریب شده بر اثر شکست ناگهانی و عکس SEM آن با بزرگنمایی ۹۴ برابر؛ که نشان دهنده یک حفره بزرگ در سطح شکست است، نشان داده شده است.



(ب-۸)

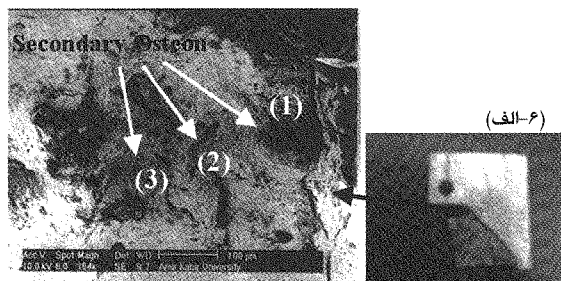
(الف-۸)

شکل (۸): الف) تخریب نمونه بر اثر شکست ناگهانی، ب) عکس SEM یک حفره بزرگ در مقطع شکست

### ع- بحث

تهیه نمونه مطابق استاندارد ASTM-E399؛ که برای مواد فلزی تهیه شده است، برای محاسبه پارامترهای شکست استخوان چون چقرمگی گسترش پیدا کرده است؛ اما تست شکست بر روی استخوان به عنوان یک بافت زنده در مقایسه با مواد مهندسی مشکلات زیادی دارد. یکی از مهم ترین مشکلات تهیه نمونه مطابق سایز استاندارد است؛ زیرا معمولاً اندازه استخوان برای تهیه نمونه طبق استاندارد کافی نیست. این نکته باعث می‌شود که نتوان نتایج آزمایش‌های مختلف را با یکدیگر مقایسه کرد. یکی دیگر از مشکلات در تست شکست استخوان، ساختار ناهمگن استخوان است؛ پس حتی اگر نمونه از مکان‌های مختلف یک استخوان تهیه شود رفتار آن در تست شکست متفاوت خواهد بود. این تفاوت در نمونه‌های تهیه شده از استخوان‌های مختلف، بیشتر خودنمایی می‌کند.

با توجه به موارد یادآوری شده، در این تحقیق آزمایش شکست طبق استاندارد ASTM-E399 بر روی نمونه CT انجام شد. برای بررسی رفتار شکست طولی و عرضی استخوان، شیار و ترک اولیه در راستای طولی و عرضی استخوان فمور ایجاد شد. طبق استاندارد این ترک اولیه به روش بارگذاری خستگی باید ایجاد شود؛ اما ایجاد ترک به این روش در استخوان؛ که بافتی شبه‌ترد است، دشوار است. در مقالات روش‌های دیگری برای ایجاد ترک اولیه آورده شده است. یکی از آنها ایجاد ترک اولیه به کمک تیغ در انتهای شیار است [۱۶]. با توجه به ابعاد استخوان فمور گاو در برخی از نمونه‌ها امکان تهیه نمونه استاندارد با شرط  $W/B=2$  (و یا  $2 \leq W/B \leq 4$ ) نبود. البته، در بسیاری از مطالعات انجام شده مانند کار و شیز



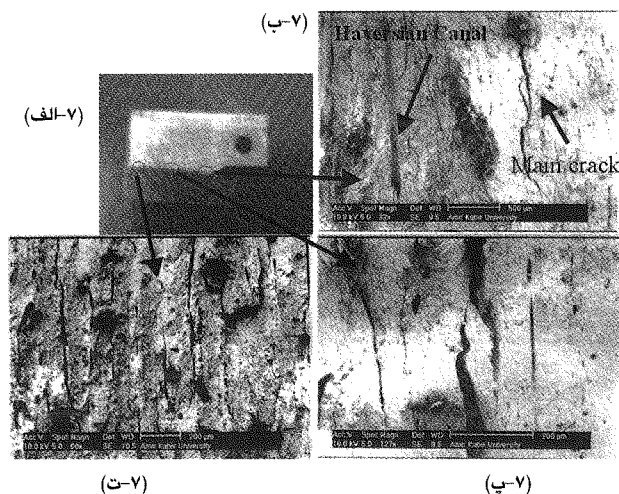
(ب-۶)



(پ-۶)

شکل (۶): الف) مسیر رشد ترک اصلی در نمونه، ب) عکس SEM از ابتدای مسیر رشد ترک، پ) عکس SEM از انتهای مسیر رشد ترک

اگر ترک اولیه در نمونه CT، موازی با راستای طولی اوستیون‌ها ایجاد شود، رشد ترک به صورت مستقیم خواهد بود. این حالت بخوبی در شکل‌های (۷) نشان داده شده است.



(الف-۷)

(ت-۷)

(پ-۷)

شکل (۷): الف) مسیر رشد ترک اصلی در نمونه، ب، پ، ت) رشد ریز ترک‌ها در راستای فیبرهای اوستیون

شکل (۷-الف) نمونه را پس از شکست نشان می‌دهد. شکل (۷-ب) نیز سطح شکست در قسمت ابتدایی مسیر ترک را مشخص کرده است. در این عکس، کانال هورسیان نشان داده شده است که راستای آن با مسیر رشد ترک اصلی و سطوح شکست موازی است. در شکل‌های (۷-ب و پ)، به ترتیب با بزرگنمایی ۳۲ و ۱۲۷ برابر، ترک اصلی قابل تشخیص است. همچنین همراه با رشد ترک اصلی ریزترک‌ها موازی با آن در بافت بینابینی تشکیل شده و رشد می‌کنند. شکل (۷-ت) نیز که با بزرگنمایی ۶۰ برابر تهیه شده، نشان دهنده تشکیل

و همکاران (۱۹۹۷) این شرط برقرار نبود ( $W/B = 4.66$ ) [۲۵]. از این رو، نتایج این آزمایش را به صورت دقیق نمی‌توان با دیگر آزمایشات مقایسه کرد. مقادیر به دست آمده برای چقرمگی شکست در راستای طولی و عرضی اندکی کمتر از گزارش های دیگر است [۱۰]، [۲۷] که دلیل آن خشک بودن نمونه‌ها در این آزمایش است. در نتایج تست حاضر؛ مانند گزارش های دیگر، چقرمگی در راستای طولی کمتر از چقرمگی در راستای عرضی است که با توجه به ریزساختار استخوان این رفتار قابل پیش‌بینی است [۱۰]، [۱۶].

استخوان فشرده گاوی از نظر ریزساختار نظم کمتری نسبت به استخوان فشرده انسان دارد، به طوری که فیبرهای استیونی به صورت پراکنده در بافت بیابینی قرار دارند و یک ماده مرکب را می‌سازند. در استخوان‌های بلند گاو نیز مانند استخوان‌های بلند انسان، در قسمت میانی (مید دیافیز) استخوان فشرده و در قسمت دو سر آن (دیافیز) بافت اسفنجی بافت غالب استخوان است. به همین دلیل، در این مطالعه دو سر استخوان فمور گاو؛ که بافت غالب آن استخوان اسفنجی است، جدا و کنار گذاشته شد.

با مطالعه سطوح شکست مشخص می‌شود که شکست در استخوان فشرده هورسیان نیز مانند مواد شبه ترد، با شکل‌گیری ریزترک‌ها همراه است (شکل ۷-ت) [۲۰]، [۲۵]. بر اثر بارگذاری، در نوک یک ترک اولیه منطقه‌ای از ریزترک‌ها شکل می‌گیرد که همراه با رشد ترک اصلی این منطقه نیز جابه‌جا می‌شود، طوری که تقریباً دانسیته ریزترک‌ها در تمام طول ترک اصلی ثابت است (شکل ۷-ت). شکل‌گیری ریزترک‌ها در نوک ترک اصلی باعث بهبود در چقرمگی شکست می‌شود [۱۸]، [۱۹]، [۲۴]، [۲۶]. در واقع، توانایی استخوان در شکل‌گیری تعداد زیادی ریزترک (نه ترک‌های بلند با تعداد کم) یک مزیت برای استخوان است، چرا که جذب انرژی به وسیله ریزترک‌ها، مقاومت استخوان در مقابل شکست را افزایش می‌دهد بی‌آنکه استخوان ضعیف شود [۱۹].

البته، توجه به این نکته ضروری است که تأثیر ریزترک‌ها با توجه به زمان شکل‌گیری آن بر رفتار شکست متفاوت است. ریزترک‌ها در استخوان یا در حین بارگذاری و یا در دوران حیات استخوان شکل می‌گیرند. ریزترک‌هایی که طی پروسه شکست در استخوان ایجاد می‌شوند به علت جذب انرژی چقرمگی شکست را افزایش می‌دهند [۲۴]، [۲۶]. این در حالی است که بر اثر فعالیت‌های روزانه ریزترک‌هایی در استخوان ایجاد می‌شوند و طی پروسه بازسازی بهبود نمی‌یابند. وجود این ریزترک‌ها، چقرمگی شکست را می‌کاهد [۱۴]، [۲۳]، [۲۹].

عکس‌های SEM از سطوح شکست در این پژوهش و

گزارش های دیگر مانند تحقیق اوبرین و همکارانش (۲۰۰۵) نشان می‌دهند که مسیر رشد ریزترک‌ها به پارامترهای مختلفی مثل شرایط بارگذاری، دانسیته اوستیون‌ها و طول ریزترک‌ها وابسته است [۱۵]. تصاویر SEM از سطوح شکست نشان می‌دهند که اگر طول ریزترک‌ها هنگام رسیدن به مرز اوستیون در محدوده  $300-150 \mu m$  باشد، از مسیر خود منحرف شده و با حرکت حول اوستیون‌ها به رشد خود ادامه می‌دهند و اغلب، پس از مقداری رشد متوقف می‌شوند (شکل ۶-ب) [۱۵]. انحراف ریزترک‌ها در نزدیکی اوستیون، باعث جذب انرژی بیشتر هنگام رشد ریزترک‌ها شده و در نتیجه، افزایش چقرمگی شکست را به همراه خواهد داشت. تأثیر ریزساختار بر روی مسیر رشد ریزترک‌ها و توقف آنها در مرز اوستیون‌ها موضوع مورد بحث مطالعات متعددی بوده است [۱]، [۶]، [۹]، [۱۵]، [۲۷]، [۳۰]. در این مطالعات مشخص شد که اگر طول ریزترک هنگام رسیدن به اوستیون کمتر از  $100 \mu m$  باشد، ریزترک در مرز سمت لاین متوقف می‌شود و پدیده انفصال سمت لاین اتفاق می‌افتد [۱۵]. نتایج عکس برداری از سطوح شکست در تحقیق حاضر نیز تأییدی بر این رفتار است (شکل ۶-ب).

یکی از بهترین پارامترهای توصیف کننده مقاومت استخوان در مقابل شکست (چقرمگی)، دانسیته استخوان است [۱۸]، [۲۸]. با افزایش دانسیته اوستیون در استخوان فمور انسان، ینی و همکارانش (۱۹۹۷) افزایش چقرمگی شکست در مد اول و دوم را گزارش کردند [۲۸]. نتایج حاصل از عکس‌برداری سطوح شکست نیز نشان می‌دهد که مسیر رشد ریزترک‌ها تحت تأثیر دانسیته اوستیون‌ها می‌باشد. مطابق عکس‌های SEM از سطوح شکست مشخص می‌شود که در مکان‌های با دانسیته پای‌ین، ریزترک‌ها برای رشد مسیر بین اوستیون‌ها را طی می‌کنند (ریزترک ۱) در شکل (۶-ب))، در حالی که، اگر دانسیته اوستیون‌ها زیاد و فاصله بین اوستیون‌ها کم باشد، ریزترک‌ها، مانند ریز ترک های (۲) و (۳) در شکل (۶-ب)، نمی‌توانند مسیر بین آنها را طی کنند و در مرز سمت لاین‌ها متوقف می‌شوند. رفتار این دو ریزترک نمایانگر این فرضیه است که در مکان‌هایی که اوستیون‌ها نزدیک به یکدیگر هستند، ریزترک‌ها نمی‌توانند از بین آنها عبور کنند و در مرز سمت لاین متوقف خواهند شد [۱۸]. از آنجا که نحوه رشد ریزترک‌ها به صورت مستقیم با جذب انرژی در ارتباط است، این پدیده چقرمگی را نیز تحت تأثیر خود قرار می‌دهند، همان طور که در مطالعات تجربی شکست بر روی استخوان نیز این مطلب گزارش شده است [۲۸].

نتایج حاصل از تست شکست و عکس‌برداری سطوح شکست نشان می‌دهند که اگر راستای ترک اولیه ایجاد شده بر

- Melvin J.W., "Fracture Mechanics of Bone", J Biomechanical Engineering, 115, pp. 549-554, 1993
- Nalla R.K. Stolken J.S., Kinney J.H., and Ritchie R.O., "Fracture in human cortical bone: local fracture criteria and toughening mechanisms", J Biomechanics, 38, pp 1517-1525 2005
- Norman T.L., Vashishth D., and Burr D.B., "Fracture Toughness of Human Bone under Tension", J Biomechanics, 28(3), pp 309-320, 1995
- Norman T.L., Yeni Y.N., Brown C.U., Wang Z., "Influence of Microdamage on Fracture Toughness of the Human Femur and Tibia", Bone, 23(2), pp 303-306, 1998
- O'Brien F.J., Taylor D., and Lee T.C., "The Effect of Bone Microstructure on the Initiation and Growth of Microcracks", J Orthopaedic Research, 23, pp. 475-480, 2005
- Phelps J.B., Hubbard G.B., Wang X., Agrawal C.M., "Microstructural Heterogeneity and the Fracture Toughness of Bone", J Biomedical Material Research, 51, pp 735-741, 2000.
- Raeisi Najafi A., Arshi A.R., Eslami M.R., Fariborz S., Moeinzadeh M., "Haversian cortical bone model with many radial microcracks: An elastic analytic solution", Medical Engineering & Physics, 29 pp 708-717, 2007.
- Raeisi Najafi A., Arshi A.R., Eslami M.R., Fariborz S., Moeinzadeh M., "Micromechanics fracture in osteonal cortical bone: A study of the interactions between microcrack propagation, microstructure and the material properties", J Biomechanics, 40 pp 2788-2795, 2007
- Reilly G.C. and Currey J.D., 2000, "The Effects of Damage and Microcracking on the Impact Strength of Bone", J Biomechanics, 33 pp 337-343, 2000.
- Ritchie R.O., Kinney J.H., Kruzic J.J., and Nalla R.K., "A fracture mechanics and mechanistic approach to the failure of cortical bone", Fatigue Fract Eng Mater Struct, 28 pp 345-371, 2005
- Schaffler M.B., Choi K., and Milgrom C., "Aging and Matrix Microdamage Accumulation in Human Compact Bone", Bone, 17 pp 521-525, 1995
- Schaffler M.B., Pitchford W.C., Choi K., Riddle J.M., "Examination of Compact Bone Microdamage Using Back-Scattered Electron Microscopy", Bone, 16(5) , pp 483-488, 1994
- Sobelman O.S., Gibeling J.C., Stoven S.M., Hazelwood S.J., Yeh O.C., Shelton D.R., and Martin R.B., "Do Microcracks decrease or increase fatigue resistance in cortical bone?" J Biomechanics, 37, pp. 1295-1303, 2004
- Vashishth D, Behiri J.C., and Bonfield W., "Crack Growth Resistance in Cortical Bone: Concept of Microcrack Toughening", J Biomechanics, 30(8), pp 763-769, 1997
- Vashishth D, Behiri J.C., Tanner K.E., Bonfield W., "Toughening Mechanisms in Cortical Bone", Transaction of the Orthopaedic Research Society, p. 56, 1997
- Vashishth D, Tanner K.E., Bonfield W., "Contribution, Development and Morphology of Microcracking in Cortical Bone during Crack Propagation", J Biomechanics, 33, pp. 1169-1174 , 2000
- [۱۱] روی نمونه شکست در راستای طولی فیبرهای اوستیونی باشد، ترک به صورت مستقیم رشد می‌کند؛ اما اگر ترک اولیه در جهت عمود بر فیبرها و یا هر جهت دیگری باشد، ترک طی رشد به گونه‌ای منحرف می‌شود که مسیر بین فیبرها را برای ادامه رشد انتخاب می‌کند. می‌توان نتیجه گرفت در استخوان فشرده نیز مانند دیگر مواد مرکب فیبری (FRC) جهت طولی فیبرها کمترین مقاومت در مقابل شکست را دارد [۲۸]. نتایج حاصل در تحقیق حاضر انطباق خوبی با مشاهدات بهیری و همکارانش (۱۹۸۴، ۱۹۸۹) در این زمینه دارد [۳]، [۴].
- [۱۲] به طور خلاصه می‌توان گفت که در ریزساختار استخوان، اوستیون‌ها مانند یک مانع در مقابل ریزترک‌ها عمل می‌کنند. در نتیجه، بیشتر آنها طول کمی دارند. مسیر رشد آنها نیز به شدت تحت تأثیر ریزساختار استخوان است و دانشیته اوستیون‌ها به عنوان یک عامل موثر در تعیین مقاومت استخوان در مقابل شکست می‌باشد.
- [۱۳]
- [۱۴]
- [۱۵]
- [۱۶]
- [۱۷]
- [۱۸]
- [۱۹]
- [۲۰]
- [۲۱]
- [۲۲]
- [۲۳]
- [۲۴]
- [۲۵]
- [۲۶]
- [۱۰]
- Akkus O. and Rimnac C.M., "Cortical Bone Tissue Resists Fatigue Fracture by Deceleration and Arrest of Microcrack Growth", J Biomechanics, 34 pp 757-764, 2001
- [۲] ASTM E399-90, Reapproved 1997 "Standard Test Method for Plane-strain Fracture Toughness of Metallic Materials", Annual Book of ASTM Standards, Section 03.01, pp 408- 438.
- [۲] Behiri J.C. and Bonfield W., "Orientation dependence on Fracture Mechanics of Bone", J Biomechanics, 22, pp. 863-872, 1989
- [۴] Behiri J.C., Bonfield W., and Charalambides B., "Orientation and Age-Related Dependence of the Fracture Toughness of Cortical Bone", in "Biomechanics: Current Interdisciplinary Research" Ed by Perren S. M. and Schneider E., Martinus Nijhoff, Dordrecht, pp. 185-189, 1984.
- [۵] Bonfield W. and Datta P.K., "Fracture toughness of cortical bone", J Biomechanics, 9, pp 131-134, 1976.
- [۶] Boyce T.M., Fyhrie D.P., Glotkowski M.C., Radin E.L., Schaffler M.B., "Damage Type and Strain Mode Association in Human Compact Bone Bending Fatigue", J Orthopaedic Research, 16, pp. 322-329, 1998.
- [۷] Evans A.G. and Faber K.T., "Crack Growth Resistance of Microcracking Brittle Materials", J American Ceramic Society, 67, pp. 255-260, 1984
- [۸] Guo X.R., Liang L.C., and Goldstein S.A., "Micromechanics of Osteonal Cortical Bone Fracture", J Biomechanical Engineering, 120, pp 112-117, 1998
- [۹] Huang J., Rapoff A.J., and Haftka R.T., "Attracting cracks for arrestment in bone-like composites", Materials & Design, 27, pp 461-469, 2006
- Melvin J.W. and Evans F.G., "Crack Propagation in Bone", Biomechanics Symposium ASME New York, NY, pp. 8-88 1973.

## ۵- مراجع



- Wright T.M. and Hayes W.C., "*Fracture Mechanics Parameters for Compact Bone. Effects of Density and Specimen Thickness*", J Biomechanics, 10, pp 419-430, 1977 [۲۷]
- Yeni Y.N., Brown C.U., Wang Z., Norman T.L., 1997, "*The Influence of Bone Morphology on Fracture Toughness of the Human Femur and Tibia*", Bone, 21(5), pp. 453-459, 1997. [۲۸]
- Zioupos P. and Casinos A., "*Cumulative Damage and the Response of Human Bone in Two-Step Loading Fatigue*", J Biomechanics, 31, pp 825-83 , 1998 [۲۹]
- Zioupos P., Currey J.D., and Sedman A.J., "*An Examination of the Micromechanics of Failure of Bone and Antler by Acoustic Emission Tests and Laser Scanning Confocal Microscopy*", Medical Engineering Physics, 16, pp 203-312, 1994 [۳۰]