



استفاده از روش بهینه آرکان جهت بررسی فاکتور شکست استخوان

بهروز سپهری^{1*}، علی اسدی²

1- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد،

2- دانش آموخته کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد

* مشهد، صندوق پستی 9178615649، b_sepehr@mshdiau.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 01 آبان 1393

پذیرش: 24 دی 1393

ارائه در سایت: 02 اسفند 1393

کلید واژگان:

استخوان

روش آرکان

فاکتور شدت تنش

مودهای شکست

چکیده

استخوان‌ها در بدن انسان بسته به نوع فعالیت ممکن است تحت بارهای مختلف کششی، فشاری و پیچشی قرار داشته باشند. با توجه به نوع ترک و نوع بارگذاری تا کنون تنها مود اول شکست جهت بررسی چقرمگی شکست مورد توجه قرار گرفته است. این در شرایطی است که برای تحلیل واقعی شکست باید مودهای مختلف شکست را مورد بررسی قرار داد تا به نتایج دقیق‌تری دست یافت. در این تحقیق به بررسی عددی و آزمایشگاهی مودهای اول، دوم و ترکیبی شکست استخوان کورتیکال دارای ترک پرداخته شده است. برای به‌دست آوردن چقرمگی شکست استخوان، از تحلیل المان محدود و محاسبه ضریب تصحیح هندسی استفاده شد. از نمونه‌های تهیه شده از استخوان تیبیای گاو جهت ساخت نمونه های کششی استاندارد مورد استفاده در دستگاه فیکسچر آرکان استفاده شد. برای انجام فرایند تست تغییرات ساختاری بر روی طرح فیکساتور آرکان اعمال و نمونه آن جهت انجام تحقیق ساخته گردید. این تغییرات شامل نحوه قرارگیری نمونه در فیکساتور و نیز امکان انجام آزمایش در زوایای مختلف بوده است. پارامتر فاکتور شدت تنش K_{IC} برای مودهای مختلف شکست به‌دست آمد. نتایج نشان داد که K_{IIC} و K_{IC} با تغییرات زوایای بارگذاری مقادیر مختلفی را نشان می‌دهند. نتایج بیانگر آن بود که K_{IC} با تغییرات زوایای بارگذاری مقادیر کمتری را تجربه می‌کند و این در حالی بود که K_{IIC} عکس چنین رفتاری را نشان داد. همچنین با اعمال برخی تغییرات فیکساتور بهینه شده می‌تواند برای ایجاد شرایط اندازه‌گیری مود سوم شکست در دستگاه تست پیچش نیز استفاده نمود.

Analysis of Fracture Modes in Cortical bone Using Optimized Arcan's Device

Behroz Sepehri*, Ali Asadi

Department of Mechanical Engineering, Islamic Azad University of Mashhad, Mashhad, Iran

*P.O.B. 9178615649 Mashhad, Iran, b_sepehr@mshdiau.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 23 October 2014
Accepted 14 January 2015
Available Online 21 February 2015

Keywords:
Bone
Arcan's method
Stress intensity factor
Fracture modes

ABSTRACT

Human bones experience different modes of loading including tension, compression, bending, and torsion. The modes of loading depend on the activities performed by the body. Regarding the crack shape and loading modes, by the time only the first mode of fracture has been studied in order to analyze the fracture toughness. However, it is necessary to analyze different modes of fracture in order to achieve more reliable results. In this research, finite element analysis and calculations for geometric coefficients were done to obtain the toughness of bone. Hence, first, second, and combined modes of fracture in cortical samples having cracks were studied numerically and experimentally. To this end, bovine tibia was used to make standard tensile samples for implementation in Arcan's device. Some optimizations were made on the Arcan's device. These were included of bone fixation in the device and ability of performing tests in different angels. Stress intensity factor (K_{IC}) was obtained for different fracture modes. Results showed a decrease in K_{IC} with respect to change in loading angle while K_{IIC} acted vice versa. Performing some extra optimizations, the device can be used for torsional fracture mode in a torsion test device.

1- مقدمه

می‌توان مفاهیم مکانیک شکست خطی را به مواد کامپوزیت گسترش داد و می‌توان پروسه شکست در استخوان را به‌وسیله این مفاهیم توضیح داد. استخوان دارای ساختار بسیار پیچیده‌ای است. فیبرهای کلاژن و معدنی نخستین اجزای این مواد کامپوزیتی طبیعی به‌شمار می‌آیند. مقدار و نوع قرارگیری این اجزای اولیه در پارامترهایی مانند تخلخل و چگالی ماده تاثیر دارد. اکثر مطالعات قبلی بر روی محاسبه خواص برشی استخوان اسفنجی

شکست استخوان در هنگام انجام فعالیت‌های روزمره و فعالیت‌های ورزشی یکی از بزرگترین نگرانی‌های بشر محسوب می‌شود. اثرات جانی و مالی بسیاری که شکستگی استخوان در بر دارد، لزوم بررسی دقیق آن را ایجاب می‌کند. پیشگویی رفتار استخوان در شکست موضوع مورد توجه در صد سال اخیر بوده است. پیشرفت‌های موازی نشان داد که در حوزه مکانیک شکست

نیروهای کششی، برشی و فشاری هستند و در اکثر تحقیقاتی که تاکنون برای بررسی موده‌های شکست استخوان انجام گرفته است بیشتر به بررسی یکی از موده‌های شکست پرداخته شده [7]، در این تحقیق برای دسترسی به نتایج دقیق‌تر و تحلیل واقعی شکست، با استفاده از فیکسچر آرکان به بررسی موده‌های خالص اول، دوم و ترکیبی می‌پردازیم.

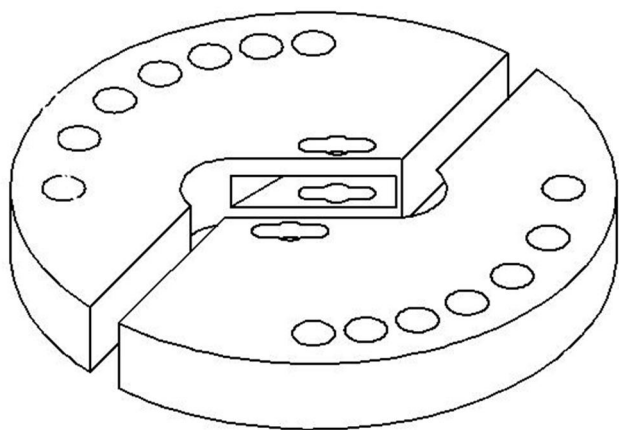
2- مواد و روش

در این تحقیق برای اندازه‌گیری آزمایشگاهی بر روی نمونه‌های تهیه شده، از فیکسچر بهینه شده بر مبنای روش آرکان² [8] که از جنس فولاد MO40 ساخته شد، استفاده گردید (شکل 2).

با تغییرات زاویه اعمال نیرو از 0 تا 90 درجه (هفت زاویه بارگذاری خالص و ترکیبی)، مد I خالص، مد II خالص و پنج مد دیگر از مدهای ترکیبی حاصل گردید. در مرحله بعدی با استفاده از تحلیل المان محدود و به کارگیری نرم‌افزار آباکوس³، ضرایب تصحیح هندسی به نمونه‌های آرکان اصلاح شده در جهت تعیین میزان چقرمگی شکست بحرانی منتقل گردید. با استفاده از میزان نیروی شکست بحرانی که در آزمایشات حاصل گشت، مقدار چقرمگی شکست بحرانی برای استخوان کورتیکال به دست آمد.

استخوان گاو به طور گسترده‌ای به عنوان یک مدل از استخوان انسان استفاده می‌شود. در این تحقیق استخوان تازه تیبیای⁴ گاو 3-1 ساله برای انجام این آزمایش انتخاب شد. بعد از زدودن بافت‌های نرم و چربی‌های موجود بر روی استخوان نمونه‌های استخوانی در اندازه‌های 20×50 میلی‌متر بوسیله اره از قسمت‌های مختلف طول استخوان بریده شد و ترکیبی به ضخامت 0/2 mm و طول 10mm (1/2 عرض نمونه) ایجاد شد (شکل 3).

سپس نمونه‌ها در داخل محلول نرمال سالین قرار داده شدند. نمونه‌ها در داخل ظرف در بسته و در دمای 4 درجه سانتی‌گراد تا قبل از شروع آزمایش نگهداری شدند. برای انجام کشش نمونه‌ها از دستگاه تست کشش زوییک⁵ مدل Z250 استفاده شد. در این تحقیق استخوان متراکم به عنوان یک ماده ایزوتروپ عرضی⁶ در نظر گرفته شده است و چقرمگی استخوان متراکم به وسیله روش آزمایشگاهی و عددی مورد مطالعه قرار گرفت.



شکل 2 مدل ترسیمی طراحی شده برای فیکسچر آرکان

متمرکز بوده در برخی مطالعات رفتار برشی استخوان متراکم بر اساس روش پیچشی و روش خمش سه نقطه‌ای مورد بحث قرار گرفته است، اما تاکنون مطالعه موده‌های بازشونده (کششی) و مود لغزشی (برشی) و مود ترکیبی استخوان متراکم توسط فیکسچر آرکان گزارش نشده است. ترنر و همکارانش [1] مقاومت برشی استخوان متراکم را در صفحات طولی و عرضی با استفاده از فیکسچری که به این منظور تهیه نمودند، بررسی کردند.

سطوح بالا و پایین ترک نسبت به هم سه حرکت مستقل می‌توانند داشته باشند که تشکیل موده‌های اصلی شکست را می‌دهند و هر تغییر شکل دیگری به صورت ترکیبی از این سه مود می‌باشد. برای توضیح بیشتر صفحه مسطحی در نظر گرفته می‌شود که حاوی یک ترک در طول ضخامت خود می‌باشد (شکل 1).

محورهای مختصات به گونه‌ای در نظر گرفته می‌شود که صفحه XZ بر صفحه ترک خوردگی منطبق و محور Z موازی نوک ترک باشد. این سه مود تغییر شکل عبارتند از [2]:

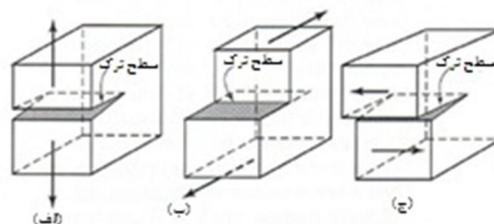
مود I- مود بازشدگی: در این حالت سطوح ترک به صورت متقارن نسبت به صفحات XY و S حرکت می‌کنند.

مود II- مود لغزشی: سطوح ترک به صورت متقارن نسبت به صفحه XY و به صورت پادمتقارن نسبت به صفحه XZ حرکت می‌کنند.

مود III- مود پارگی: سطوح ترک نسبت به هر دو صفحه XY و XZ به صورت پاد متقارن حرکت می‌کنند.

اگرچه مود اول (بازشدگی) شکست در بسیاری از مطالعات مکانیک شکست استخوان کورتیکال¹ انسان مورد توجه قرار گرفته است، اما استخوان‌ها در شرایط طبیعی داخل بدن همواره در معرض بارهای محوری مختلفی هستند. در نتیجه درک درستی از موده‌های شکست ترکیبی و مود برشی (مود دوم) برای تعیین چقرمگی شکست لازم است.

پیش‌بینی شکست استخوان یکی از مسایل اصلی در بیومکانیک بوده است. اکثراً مطالعات حوزه مکانیک شکست مبتنی بر مقاومت در برابر شکست یا چقرمگی مواد می‌باشد که تحت بارگذاری تک محوره و کشش‌های اصلی و شرایط مختلف بارگذاری انجام می‌شود. مطالعات مکانیک شکست بر روی استخوان کورتیکال انسان بیشتر بر روی بررسی مود اول شکست تمرکز داشته است [3]. در سال 1973، ایوانس اولین مقاله در زمینه کاربرد روش‌های مکانیک شکست در رشد ترک استخوان متراکم را منتشر ساخت [4]. بنفیلد اولین کسی بود که در سال 1984 گزارشی از چقرمگی شکست استخوان انسان با استفاده از نمونه آزمایشی تهیه شده از استخوان تیبیای انسان که سه چهارم اندازه نمونه استاندارد کششی متراکم بودند، منتشر ساخت [5]. نورمن نیز در سال 1991 گزارشی مبنی بر چقرمگی استخوان انسان با استفاده از نمونه‌های کششی متراکم منتشر کرد [6]. با توجه به این که استخوان‌ها همواره تحت اثر



شکل 1 سه شیوه اعمال بار بر یک ترک [2]

2-Optimized Arcan's Device
3-Abaqus
4-Tibia
5-Zwick
6-Transversely isotropic

1-Cortical bone

1-1- فیکسچر آرکان اصلاح شده

برای انجام تست شکست آزمایشگاهی در مود اول، دوم و ترکیبی بر روی نمونه‌های استخوان کورتیکال، یک فیکسچر اصلاح شده آرکان طراحی و ساخته شد. فیکسچر آرکان برای اولین بار توسط آرکان و همکارانش [8] در سال 1978 برای بررسی مود اول و مود ترکیبی مواد کامپوزیتی استفاده شد. فیکسچر اصلاح شده آرکان که در این تحقیق از آن استفاده شد از جنس فولاد M040 با ضخامت 15mm و قطر 114mm بود (شکل 4).

اصلاحاتی که در این فیکسچر اعمال گردید عبارت بودند از اندازه شیار فیکسچر که مطابق با اندازه نمونه ایجاد گردید و نیز جلوگیری از هرگونه حرکت جانبی و طولی نمونه در داخل فیکسچر در هنگام اعمال نیرو پس از قرار دادن نمونه داخل شیار به این ترتیب که از طرفین فیکسچر نمونه توسط پیچ M8 مهار گردید و امکان هرگونه حرکت از آن گرفته شد. همچنین تعداد 7 سوراخ با قطر 8 میلی‌متر با زاویه 15 درجه نسبت به هم در حاشیه فیکسچر برای اعمال بار در زوایای مختلف ایجاد گردید [9].

2-2- آماده سازی نمونه ها

هندسه و ابعاد نمونه‌های تست شکست مورد استفاده در این آزمایش در شکل 5 نشان داده شده است. با توجه به شرایط خاص قرارگیری نمونه‌ها در داخل فیکسچر که باید حتما دارای سطح تخت بوده و همچنین به دلیل این‌که استخوان کورتیکال در قسمت‌های مختلف طول استخوان تیبیا دارای ضخامت‌های مختلفی بود و در اکثر نقاط دارای ضخامت بالاتر از 6 میلی‌متر بود، نمونه‌ها توسط سوهان براده‌برداری شدند تا به ضخامت دلخواه برسند و سطح دارای منحنی آن‌ها به‌صورت صاف و یکنواخت آماده شود.



شکل 3 استخوان برش خورده تیبیای گاو



شکل 4 فیکسچر آرکان اصلاح شده

3-2- روابط تئوریک حاکم بر روش آرکان

استخوان مورد استفاده در این تحقیق به‌عنوان یک ماده ایزوتروپ عرضی در نظر گرفته شده است. نرخ آزادسازی انرژی کرنشی برای ماده فوق از روابط (1) تا (4) محاسبه می‌شود [11,10]:

$$G_I = \frac{K_I^2}{E_I} \quad (1)$$

$$G_{II} = \frac{K_{II}^2}{E_{II}} \quad (2)$$

$$G_I = (1 - \nu) \frac{K_I^2}{E_I} \quad (3)$$

$$G_{II} = (1 - \nu) \frac{K_{II}^2}{E_{II}} \quad (4)$$

دو رابطه اول مربوط به تنش صفحه‌ای و دو رابطه بعدی مربوط به کرنش صفحه‌ای می‌باشد که E_I و E_{II} به ترتیب مدول‌های الاستیک موثر در مدهای I و II می‌باشند. K_I و K_{II} نیز به ترتیب ضرایب شدت تنش در مدهای I و II می‌باشند. مدول‌های الاستیسیته موثر به‌صورت روابط (5) تا (10) تعریف می‌شوند:

$$E_I = \sqrt{\frac{2}{a_{11}a_{22}}} \frac{1}{\sqrt{\frac{a_{22}^2 + 2a_{12}a_{66}}{a_{11} + 2a_{11}}}} \quad (5)$$

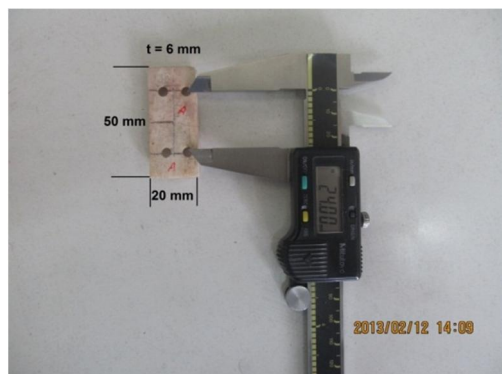
$$E_{II} = \frac{\sqrt{2}}{a_{11}} \frac{1}{\sqrt{\frac{a_{22}^2 + 2a_{12}a_{66}}{a_{11} + 2a_{11}}}} \quad (6)$$

$$E_I = \sqrt{\frac{2}{b_{11}b_{22}}} \frac{1}{\sqrt{\frac{b_{22}^2 + 2b_{12}b_{66}}{b_{11} + 2b_{11}}}} \quad (7)$$

$$E_{II} = \frac{\sqrt{2}}{b_{11}} \frac{1}{\sqrt{\frac{b_{22}^2 + 2b_{12}b_{66}}{b_{11} + 2b_{11}}}} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} a_{11} &= \frac{1}{E_x}, \quad a_{22} = \frac{1}{E_y}, \quad a_{33} = \frac{1}{E_z} \\ a_{44} &= \frac{1}{G_{yz}}, \quad a_{55} = \frac{1}{G_{xz}}, \quad a_{66} = \frac{1}{G_{xy}} \\ a_{12} &= a_{21} = -\frac{\nu_{xy}}{E_x} = -\frac{\nu_{yx}}{E_y}, \quad a_{13} = a_{31} = -\frac{\nu_{xz}}{E_x} = -\frac{\nu_{zx}}{E_z} \\ a_{23} &= a_{32} = -\frac{\nu_{yz}}{E_y} = -\frac{\nu_{zy}}{E_z} \end{aligned} \quad (9)$$

$$\begin{aligned} b_{12} &= \frac{a_{12}a_{33} - a_{13}a_{23}}{a_{33}}, \quad b_{11} = \frac{a_{11}a_{33} - a_{13}^2}{a_{33}} \\ b_{22} &= \frac{a_{22}a_{33} - a_{23}^2}{a_{33}}, \quad b_{66} = \frac{a_{66}a_{33} - a_{36}^2}{a_{33}} \end{aligned} \quad (10)$$



شکل 5 نمونه آماده شده

که روابط (5) و (6) برای تنش صفحه‌ای و روابط (7) و (8) برای کرنش صفحه‌ای می‌باشند.

هدف اصلی آزمایش‌های چقرمگی شکست بدست آوردن مقدار ضریب شدت تنش K_{Ic} می‌باشد. استانداردهای E399 و D5045 راهنمایی‌های جامعی در رابطه با چگونگی ارزیابی مقدار K_{Ic} در حالت کرنش صفحه‌ای در مد I ارائه می‌دهند [13,12]، و برطبق آن ضریب شدت تنش K_{Ic} در نوک پیش ترک برای مدهای I و II به صورت روابط (11) و (12) محاسبه می‌گردند [15,14].

$$K_I = \frac{P_c \sqrt{\pi a}}{wt} f_I(a/w) \quad (11)$$

$$K_{II} = \frac{P_c \sqrt{\pi a}}{wt} f_{II}(a/w) \quad (12)$$

که P_c مقدار بار بحرانی در لحظه شکست، w عرض نمونه، t ضخامت نمونه و a طول ترک می‌باشد و برای به‌دست آوردن مقادیر K_I و K_{II} ابتدا باید مقادیر $f_I(a/w)$ و $f_{II}(a/w)$ را از طریق روابط و تحلیل‌های المان محدود محاسبه کرد.

4-2- اندازه‌گیری نیروی بحرانی

برای به‌دست آوردن چقرمگی شکست بحرانی، باید میزان نیروی بحرانی شکست مشخص گردد. در این تحقیق میزان نیروی بحرانی شکست در مد خالص I، II و 5 مد ترکیبی توسط دستگاه کشش استاندارد زوییک¹ مدل Z250 و با استفاده از فیکسچر آرکان مشخص گردید. در تمامی آزمایش‌ها میزان نرخ جابه‌جایی 0/5 میلی‌متر بر دقیقه به‌منظور جلوگیری از اثرات دینامیکی اتخاذ شد. تمامی آزمایشات شکست 3 بار انجام شده و از 21 نمونه برای تهیه نتایج این تحقیق استفاده شده است. از نتایج خروجی دستگاه که طبق نمودار نیرو جابه‌جایی بود، میزان بیشینه نیروی بحرانی شکست استخراج گشت. از نتایج میانگین نیروی بحرانی شکست برای به‌دست آوردن مقدار چقرمگی بحرانی شکست و انرژی کرنشی بحرانی آزاد شده استفاده شده است.

5-2- مدل سازی المان محدود

براساس معادلات (11) و (12)، برای تعیین ضریب تصحیح هندسی نیاز به محاسبه $f_I(a/w)$ و $f_{II}(a/w)$ می‌باشد که در این تحقیق به‌صورت عددی و با استفاده از نرم‌افزار آباکوس انجام گردید. این مسئله در تحقیقات قبلی مورد اشاره قرار گرفته است [16]. مدل المان محدود براساس ابعاد هندسی نمونه آزمایشگاهی ساخته شده، ایجاد شد (شکل 6).

روش تعیین ضرایب تصحیح هندسی بدین صورت بود که ابتدا مقادیر ضرایب شدت تنش را به‌وسیله بار فرضی 1000 نیوتن که بر قطعه وارد می‌گردید محاسبه کرده و با جای‌گذاری مقادیر هندسی لازم، بار و ضرایب شدت تنش محاسبه شده در معادلات (11) و (12) مقادیر $f_I(a/w)$ و $f_{II}(a/w)$ محاسبه می‌گردید.

با ایجاد یک شبکه مش‌بندی مناسب می‌توان در حل مساله به یک همگرایی مناسب دست یافت و بالعکس انتخاب نامناسب مش‌بندی می‌تواند باعث ایجاد ناپایداری یا عدم همگرایی مناسب در محاسبات گردد. در این تحقیق به‌منظور صحت سنجی تحلیل و مش‌بندی‌ها ابتدا مرحله استقلال از مش بررسی گردید. برای استقلال از مش² تعداد المان‌ها در این شبکه‌بندی از 750 المان تا 15000 افزایش داده شد. با دقت در نتایج به‌دست آمده مشخص شد که با افزایش تعداد المان‌ها مقادیر K_I با آهنگ رشد بسیار کمی روبه افزایش داشت که این روند در تعداد المان‌های 8000 به بالا به همگرایی

نسبی برای مقادیر K_I ثابت منجر شد.

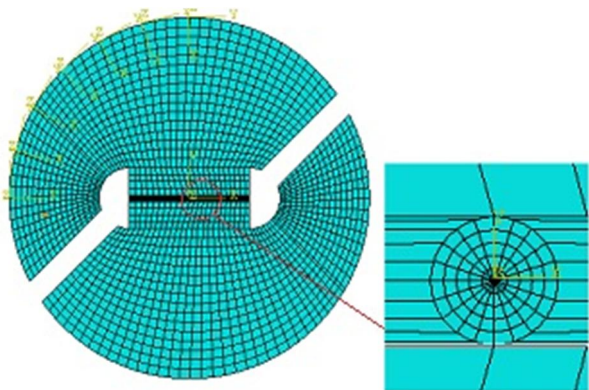
جهت تعریف شرایط مرزی پایین‌ترین نقطه از گیره آرکان در تمام جهات بسته شد و به بالاترین نقطه از بالاترین سوراخ، بسته به زاویه بارگذاری نیروی دلخواهی به سمت بالا وارد گردید. در این مدل به‌دلیل وجود ترک در نمونه مستطیلی و وجود تمرکز تنش در نزدیکی سوراخ‌های پیچ‌ها، برای سهولت و منظم شدن مش از سوراخ پیچ‌ها صرف نظر شده است.

3- بحث و نتیجه‌گیری

مقادیر نیروی بحرانی شکست مد I، II و مدهای ترکیبی که توسط آزمایش بدست آمد (جدول 1)، ملاحظه گردید که با افزایش زاویه بارگذاری نیروی بحرانی شکست افزایش پیدا می‌نمود.

برای محاسبه چقرمگی شکست استخوان طبق روابط (11) و (12) مقادیر $f_I(a/w)$ و $f_{II}(a/w)$ از طریق المان محدود برای فیکسچر آرکان به‌دست آمد. سپس مقادیر فاکتور شدت تنش بحرانی برای مدهای مختلف محاسبه گردید (جدول 2).

مقادیر محاسبه شده ضرایب تصحیح هندسی شکل 7 برای حالت‌های مختلف بارگذاری ترسیم شده است. نتایج مبین این بود که با افزایش زاویه بارگذاری ضریب تصحیح هندسی مد I کاهش و ضریب تصحیح هندسی مد II افزایش داشتند. تقریباً تا زاویه بارگذاری 66 مد I مد غالب بود. به‌عبارتی در این وضعیت شکست بیشتر تحت اثر مد I اتفاق افتاده ولی از این زاویه به بعد این مد II است که غالب شده و شکست تحت اثر آن اتفاق می‌افتد. بیشترین ضریب تصحیح هندسی مد I در بارگذاری صفر درجه (مد کششی) محاسبه شده است که مقدار آن برابر 2/44 بود و در زاویه بارگذاری 90° این مقدار تقریباً صفر گردید. بیشترین ضریب تصحیح هندسی مد II نیز در زاویه بارگذاری 90° (مد برشی) محاسبه شده که مقدار آن برابر با 1/12 بود.

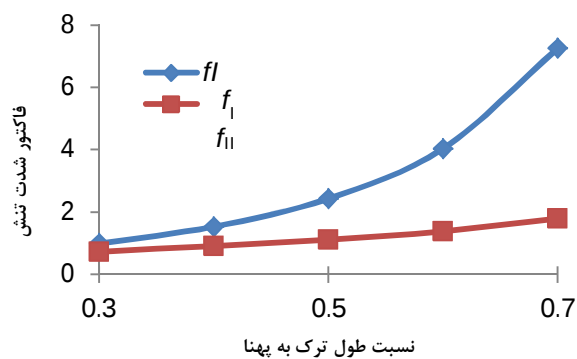


شکل 6 الگوی مش‌بندی دوبعدی

جدول 1 نیروهای بحرانی حاصله و میانگین آنها برای استخوان تیبیا در مد I، II و مرکب با طول ترک 10 mm

زاویه	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
1	1175	1255	1280	1519	1736	1768	1823
2	1080	1262	1315	1490	1675	1722	1897
3	1247	1284	1247	1526	1632	1703	1781
میانگین	1170	1267	1280	1511	1681	1731	1833
انحراف معیار	84	15	34	19	52	33	59

1-zwick
2-Mesh



شکل 8 نمودار تغییر ضرایب تصحیح هندسی برحسب نسبت طول ترک به پهنای نمونه

5- تشکر و قدردانی

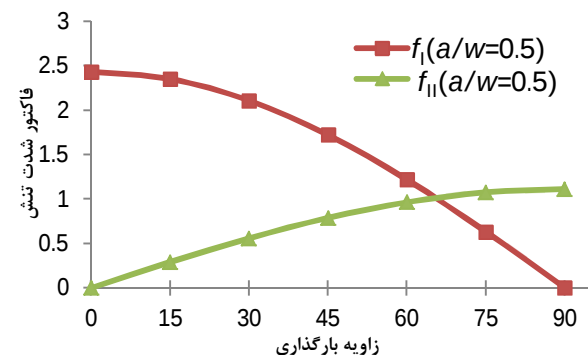
این تحقیق با حمایت مالی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد صورت گرفته است.

6- مراجع

- [1] C. H. Turner, T. Wang, D. B. Burr, Shear strength and fatigue properties of human cortical bone determined from pure shear tests, *Calcified Tissue International*, Vol. 69, pp. 373-378, 2011.
- [2] R. Ghajar, *fracture mechanics and fatigue*, KN Toosi University, PP. 7-8, 1388, (in Persian)
- [3] E. A. Zimmermann, M. E. Launey, Mixed-mode fracture of human cortical bone, *Biomaterials*, vol. 30, pp. 5877-5884, 2009.
- [4] F. G. Evans, Relations between the microscopic structure and tensile strength of human bone, *Acta Anatomica*, vol. 35, pp. 285-301, 1958.
- [5] W. Bonfield, J. C. Behiri, and B. Charalambides, Orientation and Age-Related Dependence of the Fracture Toughness of Cortical Bone, *Biomechanics: Current Interdisciplinary Research*, S. M., pp. 185-189, 1984.
- [6] T. L. Norman, D. Vashishth, and D. Burr, Mode I Fracture Toughness of Human Bone, *Advances in Bioengineering*, Vol. 20, BED, ASME New York, NY, pp. 361-364, 1991.
- [7] D. Olvera, R. O. Ritchie, E. A. Zimmermann, Mixed-mode toughness of human cortical bone containing a longitudinal crack in far-field compression, *Bone*, vol. 50, pp. 331-336, 2012.
- [8] M. Arcan, Z. Hashin, and A. Voloshin, A Method to Produce Plane-stress States with Applications to Fiber reinforced Materials, *Exp. Mech.*, Vol. 18, pp. 141-146, 1978.
- [9] L. B. Sills, M. Arcan, Y. Bortman, A mixed mode fracture specimen for mode II dominant deformation, *Engineering Fracture Mechanics*, Vol. 20, No.1, pp. 145-157, 1984.
- [10] G. C. Sih, *Engineering Application of Fracture Mechanics*, Kluwer Academic Publishers, London, pp. 279-305, 1981.
- [11] J. W. Gillespie, L. A. Carlsson, *Delaware Composites Design Encyclopedia*, vol. 6, Technomic Publishing Co. Inc, pp. 113-119, 1990.
- [12] ASTM E399, Standard Test Method for Plane Strain Fracture Toughness and Strain Energy Release Rate of Metallic Materials, *Annual Book of ASTM Standards*, 1983.
- [13] ASTM D5045, Standard Test Method for Plastic Materials, *Annual Book of ASTM Standards*, 1995.
- [14] L. B. Sills, M. Arcan, Y. Bortman, *Engineering Fracture Mechanics*, Exp. Mechanics, Vol. 20, No. 1, pp. 145-157, 1984.
- [15] S. H. Yoon, C. S. Hong, Interlaminar fracture toughness of graphite/epoxy composite under mixed-mode deformations, *Exp. Mechanics*, Vol. 30 No.3, pp.234-239, 1990.
- [16] R. Habbit, M. Karlsson, G. Sorensen, *ABAQUS User's Manual*, Version 6.2.4, 2001

جدول 2 ضرایب شدت تنش بحرانی (MPa/mm) برای استخوان درشت نی و با طول ترک 10mm

زاویه	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
K_{IC}	115/7	121/1	109/8	105/9	83/3	44/5	-
K_{IIIC}	-	12/9	29/0	48/4	65/9	75/7	83/0
K_{TIC}	115/7	135/9	138/8	154/2	149/2	120/2	83/0



شکل 7 نمودار تغییر ضرایب تصحیح هندسی مدهای یک و دو تحت بارگذاری های مختلف

تغییر ضریب تصحیح هندسی نسبت به تغییر طول ترک با استفاده از تحلیل های عددی انجام شده برای استخوان و شکل نمونه در ضریب تصحیح هندسی مد I، مقدار $f_I(a/w)$ افزایشی است. این تغییرات برای تغییر ضریب تصحیح هندسی مد II، مقدار $f_{II}(a/w)$ نسبت به تغییر طول ترک با آهنگ رشد کمتری همراه است. ضریب $f_I(a/w)$ زیاد است و ضریب $f_{II}(a/w)$ بسیار کم است. تغییر ضرایب تصحیح مد I و مد II را برای طول ترک های مختلف و برای زوایای بارگذاری مد I و مد II محاسبه گردید (شکل 8).
ملاحظه شد که وابستگی تغییرات ضریب تصحیح هندسی مد II به تغییر طول ترک بسیار کم بود.

4- نتیجه گیری

برای محاسبه چقرمگی شکست به وسیله فیکسچر آرکان نیاز به استفاده از روش آزمایشگاهی و عددی در کنار هم می باشد. این موضوع موجب شده تا این تحقیقات مبتنی بر این ایده به روش های مختلف و مواد مختلف مورد توجه قرار گیرند.

در این تحقیق، برای بدست آوردن چقرمگی شکست استخوان، از تحلیل المان محدود و محاسبه ضریب تصحیح هندسی استفاده شده است. برای این منظور بنا به توصیه های ارائه شده در استانداردهای موجود [13، 12]، از المان های دوبعدی کرنش صفحه ای استفاده گردید.

با استفاده از فیکسچر بهینه شده آرکان موضوع این تحقیق و دستگاه تست کشش می توان مودهای شکست اول، دوم و ترکیبی را ایجاد نمود. همچنین می توان برای ایجاد مود سوم شکست نیز از دستگاه تست پیچش به همراه فیکسچر آرکان بهینه سازی شده در این تحقیق استفاده نمود.