



The Extended Finite Element Method Numerical and Experimental Analysis of Mechanical Behavior of Polysulfone/58s Bioactive Glass Synthesized through Solvent Casting Method

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Pazhouheshgar A.¹ MSc,
Moghanian A.H.^{*2} PhD,
Sadough Vanini S.A.¹ PhD

How to cite this article

Pazhouheshgar A, Moghanian A.H, Sadough Vanini S.A. The Extended Finite Element Method Numerical and Experimental Analysis of Mechanical Behavior of Polysulfone/58s Bioactive Glass Synthesized through Solvent Casting Method. Modares Mechanical Engineering. 2020;20(8):2061-2073.

¹Mechanical Engineering Department, Faculty of Mechanical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

²Department of Materials Engineering, Engineering Faculty, Imam Khomeini International University, Qazvin, Iran

*Correspondence

Address: Department of Materials Engineering, Imam Khomeini International University, Khalij Fars Street, Qazvin, Iran. Postal Code: 3414916818.

Phone: +98 (28) 33901197

Fax: +98 (28) 33901197

moghanian@eng.ikiu.ac.ir

Article History

Received: October 21, 2019

Accepted: May 27, 2020

ePublished: August 15, 2020

ABSTRACT

The composites derived from the bioactive glasses, such as BG/polysulfone, have better mechanical properties than pure materials and their characteristics are closer to human bone. In this study, the unknown fracture behavior of 58s BG/PSF composite has been investigated. The extended finite element method (XFEM) was used, in order to model the fracture behavior of 58s BG/PSF composite with greater accuracy. The XFEM doesn't require remeshing at each step and achieves the precise approximation of singularities by incorporating discontinuity behavior into the elements using the enrichment functions. The aim of using the XFEM was to obtain stress intensity factors, displacements, stress and strain around the crack tip, fracture toughness as well as strain energy release rate. Moreover, the 58s BG/PSF composite with 30% bioactive glass particles was synthesized using solvent casting method and the bending failure test was performed according to the relevant standard. Also, to demonstrate the quality of the interface between the glass particles and polysulfone, SEM investigation was performed on the fracture surface. The obtained fracture toughness was in the range of 1.4 to 1.6 MPa√m, and the strain energy release rate was in the range of 1600 to 1900 J.m⁻², which was comparable to the same properties of natural human bone. Besides, the stress intensity factors and strain energy release rates were calculated by coding in MATLAB and modeling in ABAQUS, and the numerical results were validated with the analytical and experimental data and it was revealed that the numerical results were in great coordination with the analytical and experimental results.

Keywords Bioactive glass composite; Polysulfone; Fracture toughness; Extended Finite Element Method

CITATION LINKS

[1] A proximal fixed anatomic femoral ... [2] Bioactive glass fiber/polymeric composites ... [3] The story of ... [4] Synthesis and in vitro studies of sol-gel ... [5] Three-dimensional, bioactive, biodegradable ... [6] Synthesis, characterization and bioactivity ... [7] Bioactive glass nanoparticles ... [8] A comparative study on the in ... [9] Mechanical properties of bioactive glasses ... [10] Synthesis and evaluation of mechanical ... [11] Structure and properties of composite ... [12] Effect of hybrid polymer coating of ... [13] Porous polymer/bioactive glass ... [14] Bioactive calcium phosphate-based ... [15] Investigation of the hydroxyapatite ... [16] Hydroxyapatite-polyethylene composites ... [17] Mechanical properties of injection ... [18] Biocompatibility of polysulfone ... [19] Porosity and compatibility of ... [20] Chemically coupled hydroxyapatite ... [21] Fabrication of porous biodegradable ... [22] Processing, properties, and in ... [23] Design and fabrication of 3D printed ... [24] Mechanical properties of bioactive ... [25] Elementary engineering fracture ... [26] Fracture toughness and specific fracture ... [27] Mechanical behavior of ... [28] Experimental and numerical determination ... [29] Standard test methods for plane-strain ... [30] Experimental and numerical investigations ... [31] Fracture analysis of composites ... [32] XFEM investigation of a crack path in ... [33] XFEM simulation of a quenched ... [34] Elastic crack growth in finite ... [35] Numerical simulation of bi ... [36] Fracture behaviors of ceramic tissue ... [37] Extended finite element method ... [38] A path independent integral ... [39] A fast marching level set method ... [40] Stress intensity factors and weight ... [41] Post-yield and failure properties ... [42] The plane strain fracture ... [43] Bioglass: A novel biocompatible ... [44] The effects on bone cells of metal ions ... [45] Evaluation of functionalized porous titanium ... [46] Bioactive glass/hydroxyapatite composites ...

تحلیل عددی المان محدود توسعه یافته و تجربی رفتار مکانیکی کامپوزیت پلی سولفون- شیشه زیست فعال ۵۸S تهیه شده توسط روش ریخته گری حلال

آرنج پژوهشگر MSc

گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

امیرحسین مغنیان PhD*

گروه مهندسی مواد، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه بین المللی امام خمینی^(۱)، قزوین، ایران

سیدعلی صدوق ونینی PhD

گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

چکیده

کامپوزیت های زیست فعال، مانند پلی سولفون- شیشه زیست فعال، خواص مکانیکی بهتری نسبت به مواد خالص دارند و خواص آنها به استخوان انسان نزدیک تر است. در این پژوهش، از روش المان محدود توسعه یافته استفاده شده است. تا رفتار ناشناخته شکست کامپوزیت با دقت قابل قبول مدل سازی شود. در روش المان محدود توسعه یافته، استفاده از مش ریزی در هر مرحله ضروری نیست و با بهره گیری از توابع تحلیلی خاص (توابع غنی ساز) برای هر ناپیوستگی، دقت تقریبی در تکینگی ها افزایش می یابد. هدف از استفاده از روش المان محدود توسعه یافته، به دست آوردن ضریب شدت تنش، جابه جایی ها، تنش در اطراف نوک ترک، چقرمگی شکست و نرخ آزادسازی انرژی کرنشی است. علاوه بر این، کامپوزیت پلی سولفون- شیشه ۵۸S با ۳۰ درصد حجمی شیشه زیست فعال و با استفاده از روش ریخته گری حلال تولید و آزمون شکست خمشی براساس استاندارد مربوطه انجام شد. همچنین برای ظاهر سازی کیفیت ناپیوستگی در فصل مشترک ذرات شیشه و زمینه پلی سولفون، تصاویر میکروسکوپ الکترونی از سطح شکست نمونه های آزمون خمش تهیه شد. رابطه بسیار نزدیکی بین ناپیوستگی اجزای کامپوزیت و ضعف در پاسخ مکانیکی و شکست کامپوزیت ساخته شده وجود دارد. چقرمگی شکست به دست آمده در محدوده ۱/۴ تا ۱/۶ مگا پاسکال در رادی کال متر و نرخ آزادسازی انرژی کرنشی در محدوده ۱۶۰۰ تا ۱۹۰۰ ژول بر متر مربع و قابل مقایسه با مقادیر مربوط به استخوان طبیعی بدن انسان است. همچنین ضریب شدت تنش و نرخ آزادسازی انرژی کرنشی توسط کد نویسی در متلب و مدل سازی در آباکوس به دست آمده و با نتایج تجربی و تحلیلی مقایسه شده اند که بیانگر مطابقت خوب نتایج عددی با نتایج تجربی و تحلیلی است.

کلیدواژه ها: کامپوزیت شیشه زیست فعال، پلی سولفون، چقرمگی شکست، المان محدود توسعه یافته

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۰۷/۲۹

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۳/۰۷

*نویسنده مسئول: moghanian@eng.ikiu.ac.ir

مقدمه

اگر چه از کاشتنی های (ایمپلنت) فلزی و سرامیکی به شکل گسترده استفاده می شود، اما ناسازگاری خواص مکانیکی میان این کاشتنی ها و استخوان انسان سبب ایجاد مشکلاتی مانند از

بین رفتن استخوان و عدم رضایت گیرنده کاشتنی ها می شود^[1]. شیشه زیست فعال یکی از اولین مواد جامدی است که با استخوان طبیعی پیوند برقرار می کند و در نتیجه، مطالعه خواص مکانیکی آن از اهمیت زیادی برخوردار است^[2]. هنج^[3] از نمودار فازی $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2$ استفاده کرد تا اولین ترکیب شیشه زیست فعال به نام ۵۸۴۵ را به دست آورد. بعد از آن، شیشه های زیستی مختلفی مانند شیشه ۵۸S تولید شدند^[4]. از روش های متنوعی برای ساخت شیشه های زیستی در پژوهش های پیشین استفاده شده است^[5-8].

تامپسون و هنج^[9]، نشان دادند که شیشه های زیست فعال مقاومت مکانیکی پایینی دارند و نمی توان به صورت تک فاز از آنها در نقاط تحت بار استفاده نمود. در نتیجه، به کارگیری کامپوزیت های زیست فعال در نقاط تحت بار توصیه شده است. نکته قابل توجه در کامپوزیت های زیست فعال این است که هر یک از اجزای کامپوزیت بایستی دارای زیست سازگاری قابل قبول باشند^[10] و فصل مشترک بین اجزای سازنده کامپوزیت زیست فعال نیز تا زمانی که بافت میزبان ترمیم و به استحکام کافی نرسیده است، در محیط زنده دچار آسیب نشود. به طور کلی، کامپوزیت هایی که دارای حداقل یک جزء زیست فعال باشند را می توان در گروه کامپوزیت های زیست فعال قرار داد^[11].

محققان زیادی روش های مختلفی را برای به کارگیری شیشه های زیست فعال در نقاط تحت بار بررسی نموده اند؛ از جمله این تحقیقات می توان به پوشش دهی کاشتنی های فلزی با روکش شیشه زیست فعال^[12] و یا کامپوزیت های ذره ای^[5, 9, 13] اشاره نمود. ژانگ و همکاران^[13] و لو و همکاران^[5]، کامپوزیت های پلیمر/شیشه زیست فعال را تولید کردند و نشان دادند که کامپوزیت های پلیمر/شیشه زیست فعال خواص مکانیکی بالاتری نسبت به شیشه زیست فعال خالص دارند. ذرات شیشه زیست فعال پس از قرار گرفتن درون بدن انسان، شروع به تولید هیدروکسی آپاتیت می کنند^[8, 14, 15]. ونگ و همکاران^[16] و بوپاکار و همکاران^[17]، کامپوزیت های پلیمر/هیدروکسی آپاتیت را تولید و استحکام کششی و فشاری این کامپوزیت ها را مطالعه نمودند و نشان دادند که سازگاری مناسبی بین خواص مکانیکی کامپوزیت پلیمر/هیدروکسی آپاتیت و استخوان طبیعی وجود دارد. از آن جایی که پلی سولفون یک پلیمر زیست سازگار است^[18, 19]، به عنوان ماتریس پلیمری کامپوزیت انتخاب شده است. از روش های تولید کامپوزیت ذره ای پلیمر/شیشه زیست فعال، می توان به روش هایی مانند اکستروژن^[20] و روش ریخته گری حلال^[21, 22] اشاره نمود. ورفیس و همکاران^[22]، از روش ریخته گری حلال استفاده نمودند تا کامپوزیت ذره ای پلی سولفون/شیشه زیست فعال با ۲۰ و ۴۰ درصد حجمی شیشه را به شکل غشایی تولید و خواص خمشی و زیست فعالی آنها را مطالعه کنند. این تحقیقات نشان دادند که خواص مکانیکی این کامپوزیت ها قابل مقایسه با خواص مکانیکی استخوان انسان

مهندسی از آن استفاده می شود [30]. روش المان محدود در حضور ناپیوستگی ها، تکنیکی ها و لایه های مرزی دقیق نیست و محدودیت هایی دارد [31-33]. برای مدل سازی دقیق ناپیوستگی ها در روش المان محدود، ضروری است که مش با خط یا سطح ناپیوستگی منطبق باشد. در زمان رشد ناپیوستگی، این انطباق مش دشوار خواهد شد و لازم است که مش در هر مرحله بازتولید شود. علاوه بر این، مش بایستی در اطراف ناپیوستگی پالایش شود و تقسیم بندی های کوچک تری صورت پذیرد. یک راه حل برای حل این مشکلات، روش المان محدود توسعه یافته است که توسط بلچیکو و بلک [34] ارایه شده است. در این روش، تعدادی راه حل تحلیلی به فضای تقریب (که ناپیوستگی در آن وجود دارد) اضافه می شود. روش المان محدود توسعه یافته نیاز به مش ریزی در هر مرحله ندارد و به تقریب دقیق تکنیکی از طریق تعبیه رفتار ناپیوستگی در المان ها به وسیله توابع غنی ساز دست پیدا می کند. توانایی روش المان محدود توسعه یافته برای مدل سازی ترک ها و فصول مشترک سبب شده که از این روش در مسایل کامپوزیت ها نیز استفاده شود. به عنوان مثال، پاتاک و همکاران [35] از روش المان محدود توسعه یافته برای مدل سازی ترک ها در مسایل دوماه ای استفاده نمودند و از این طریق ضرایب شدت تنش را به دست آوردند. همچنین، انتظار و همکاران [36] از روش المان محدود توسعه یافته در انسیس برای مدل سازی داربست سرامیکی سه بعدی استفاده کردند و استحکام فشاری را به دست آوردند. از روش المان محدود توسعه یافته در این تحقیق نیز استفاده شده است تا ضریب شدت تنش و نرخ آزادسازی انرژی کرنشی محاسبه، و سپس نتایج به دست آمده از متلب و آباکوس با نتایج راه حل تحلیلی و نتایج تجربی مقایسه شوند. علاوه بر این، نمودارهای تنش-کرنش، کانتورهای تنش و رشد ترک با استفاده از روش المان محدود توسعه یافته در متلب به دست آمده اند.

مواد و روش ها

تولید کامپوزیت پلی سولفون/شیشه زیست فعال

روش ریخته گری حلال [21] به عنوان یک روش جایگزین برای روش سنتی ذوب و قالب گیری پلیمر انتخاب شده است. براساس روش ریخته گری حلال ارایه شده توسط اورفیس و همکاران [22]، به منظور ساخت کامپوزیت پلی سولفون/شیشه ۵۸S، ۳۰٪ شیشه، ۳۱ گرم پلی سولفون در ۳۱۰ میلی لیتر کلروفرم (۱۰ میلی لیتر کلروفرم به ازای هر یک گرم پلی سولفون) حل شده و محلول به مدت ۳/۵ ساعت در دمای اتاق هم زده می شود تا محلول همگنی به دست آید. سپس ۱۹/۵ گرم (۳۰ درصد حجمی) شیشه زیست فعال ۵۸S به محلول اضافه و برای ۳۰ دقیقه دیگر هم زده می شود. پس از آن، در هنگام هم زدن مخلوط، غیرحلال (اتانول) به ترکیب اضافه شده و در نتیجه پلی سولفون و کلروفرم از یکدیگر جدا می شوند. خمیر کامپوزیت به دست آمده درون قالب سیلیکونی قرار داده شده و به مدت ۲ ساعت در دمای ۹۵ درجه سانتی گراد و ۴ ساعت در دمای ۷۵ درجه

است [23]، در حالی که رفتار شکست آنها نامشخص است. از طرف دیگر، این کامپوزیت ها زیست فعال هستند و با ملاحظات مناسب می توان از آنها برای مصارف پزشکی درون بدن انسان استفاده نمود [24].

رفتار شکست مواد، توسط خواص ماده یا مواد سازنده آن، و همچنین با هندسه نمونه آزمایش تعیین می شود. هدف علم مکانیک شکست، تحلیل و بررسی سهم این عوامل است، تا در نهایت داده های استاندارد برای هر ماده و هندسه قطعه تولید شود، و در پیش بینی رفتار اجزا، مورد استفاده قرار گیرد. یک اصل بنیادی در مکانیک شکست این است که همه مواد دارای ترک های کوچکی هستند که اگر شرایط در نوک این ریز ترک ها بحرانی شود، شکست رخ خواهد داد. معیارهای شکست برای بدترین حالت ها تعریف می شوند و فرض می شود که ترک ها تیز هستند و تنش تسلیم مواد در حداقل مقدار خود قرار دارد [25].

برای بررسی رفتار شکست معمولاً سه نوع بارگذاری در نظر گرفته می شود، که هندسه باز شدن ترک (مود اول) مهم ترین آنها است. مقاومت شکست یک ماده به صورت G_{Ic} (انرژی شکست) تعریف می شود، که برابر با مقدار انرژی جذب شده بر سطح واحد شکست تشکیل شده است. علاوه بر این، مقاومت شکست یک ماده ممکن است به صورت K_{Ic} ، که ضریب شدت میدان تنش بحرانی در نوک ترک است و چقرمگی شکست خوانده می شود، نیز نشان داده شود [26]. چقرمگی شکست، به عنوان یکی از مهم ترین خواص مکانیکی مورد استفاده در طراحی سازه های مهندسی شناخته شده است [27, 28].

هدف اصلی این تحقیق، تولید کامپوزیت پلی سولفون/شیشه زیست فعال ۵۸S شامل ۳۰ درصد حجمی شیشه به صورت حجم دار و با استفاده از روش ریخته گری حلال، و بررسی رفتار شکست آن در مود اول، با استفاده از استاندارد ASTM D5045 [29] است، چرا که خواص شکست این کامپوزیت نامعلوم است. سپس رفتار شکست نمونه ها به صورت دوبعدی در متلب مدل سازی شده تا این رفتار شکست پیش بینی شود، و در ادامه از نرم افزار آباکوس استفاده شده تا با استفاده از مدل سازی های سه بعدی المان محدود استاندارد و توسعه یافته، نتایج حاصل از کدنویسی، با یک نرم افزار تجاری مقایسه شود.

در پایان، و از آن جایی که راه حل تحلیلی برای این هندسه خاص از نمونه های شکست وجود دارد، نتایج به دست آمده با نتایج روش تحلیلی مقایسه شده است. با صحت سنجی و تایید نتایج مدل سازی، می توان از مدل سازی های انجام شده برای تحلیل هندسه ها و شرایط گوناگون که راه حل تحلیلی برای آنها وجود ندارد، استفاده نمود.

برای مدل سازی رفتار شکست کامپوزیت پلی سولفون/شیشه زیست فعال، از روش المان محدود توسعه یافته مبتنی بر المان محدود استاندارد، استفاده شده است. روش المان محدود یک تقریب چند جمله ای گسسته است که به صورت گسترده در مسایل

شکست با سرعت دماغه دستگاه خمش برابر ۱۰ میلی‌متر بر دقیقه آزمایش شده‌اند. همچنین ابعاد و اندازه نمونه‌ها توسط رابطه ۱ به‌دست آمده است [29]:

$$B, a, (W - a) > 2.5 \left(\frac{K_Q}{\sigma_y} \right)^2 \quad (1)$$

قالب سیلیکونی دارای ابعاد ۵۰×۵۵×۱۵ میلی‌متر است. کامپوزیت به‌دست‌آمده از این قالب توسط واترجت به‌صورت بلوک‌های ۶/۲×۵۵×۱۵ میلی‌متر بریده شده است. سپس، به‌وسیله یک تیغ، یک ترک به طول ۷/۵ میلی‌متر در وسط نمونه ایجاد شد.

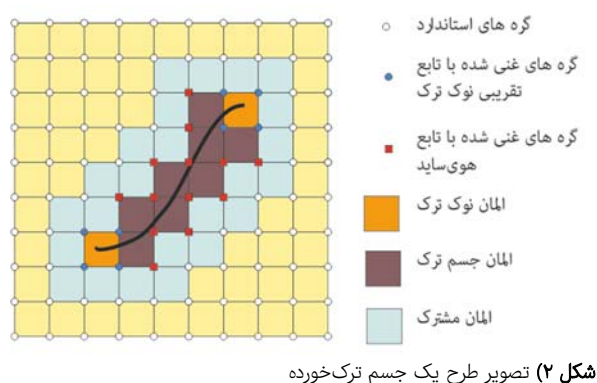
K_Q به‌وسیله فرمول‌های ارائه‌شده در استاندارد ASTM D5045 محاسبه شده، و سپس ابعاد نمونه‌ها با رابطه ۱ مطابقت داده شده است تا قیود هندسی رعایت شود. در صورت برقراربودن رابطه ۱، K_Q به‌عنوان چقرمگی شکست (K_{IC}) اعلام می‌شود. در نتیجه، G_Q محاسبه‌شده نیز به‌عنوان انرژی شکست (G_{IC}) اعلام می‌شود.

روش المان محدود توسعه‌یافته

همان‌طور که اشاره شد، روش المان محدود استاندارد در حضور ناپیوستگی‌ها، نارسایی‌هایی دارد. در نتیجه با اضافه‌کردن تعدادی راه‌حل تحلیلی به فضای تقریب، نتایج بهتری به‌دست می‌آید. به این فرآیند، غنی‌سازی فضای تقریب گفته می‌شود که رابطه ۲ آن را نشان می‌دهد [37]:

$$u(x) = \sum_{i=1}^N N_i(x) \bar{u}_i + \text{ترم‌های غنی‌ساز} \quad (2)$$

که در آن، $N_i(x)$ تابع شکلی استاندارد برای المان‌های چهارگره‌ای و در مختصات محلی است. N_i به‌صورت $(1 + \xi\eta)$ و در مختصات محلی است. N_i به‌صورت $(1 + \xi\eta)$ تعریف می‌شود. توابع غنی‌ساز براساس نوع ناپیوستگی انتخاب می‌شوند؛ به‌عنوان مثال، تابع هوی‌ساید و توابع تقریبی نوک ترک به‌ترتیب برای بدنه ترک و نوک ترک استفاده می‌شوند. شکل ۲ نشان‌دهنده شماتیک گره‌های غنی‌شده در یک جسم ترک خورده است.



به‌منظور مدل‌سازی ناپیوستگی در میدان جابه‌جایی در دو طرف ترک، از تابع پرش هوی‌ساید به‌صورت زیر استفاده می‌شود [37]:

$$H(x) = \begin{cases} +1 & \varphi(x) \geq 0 \\ 0 & \varphi(x) < 0 \end{cases} \quad (3)$$

که $\varphi(x)$ تابع فاصله علامت‌دار است و به‌صورت زیر تعریف می‌شود [37]:

سانتی‌گراد خشک می‌شود. حرارت‌دادن به خمیر کامپوزیت سبب تغییر شکل آن می‌شود؛ برای جلوگیری از این موضوع، هر ۳۰ دقیقه، قالب از اجاق خارج شده و به‌وسیله یک وزنه ۲۰ کیلوگرمی به آن اعمال فشار می‌شود تا خمیر شکل قالب را به خود بگیرد. شکل ۱ نشان‌دهنده خمیر کامپوزیت در حال هم‌زدن توسط همزن مکانیکی است. اضافه‌کردن یک غیرحلال به محلول پلی‌سولفون برای جداسازی فازها، یک روش برای تولید غشای پلی‌سولفون است. از این روش برای تولید کامپوزیت حجم‌دار پلی‌سولفون استفاده شده است. در طول فرآیند ته‌نشینی، ذرات شیشه ۵۸S در محلول پلی‌سولفون، به‌عنوان مکان‌های تشکیل هسته عمل می‌کنند و در نتیجه، اضافه‌کردن اتانول به محلول پلی‌سولفون سبب می‌شود تا پلیمر روی ذرات شیشه ته‌نشین شود.



شکل ۱ روش سنتز کامپوزیت پلی‌سولفون/شیشه ۵۸S: خمیر کامپوزیت در حال هم‌زدن

آزمون‌های کشش و خمش

آزمون خمش سه‌نقطه‌ای بر روی نمونه‌های کامپوزیت تولیدی انجام شد، تا نتایج آن با نتایج ارائه‌شده توسط /ورفیس و همکاران [22] مقایسه شود. لازم به ذکر است که آزمون خمش انجام‌شده توسط /ورفیس و همکاران [22]، یک آزمون خمش چهارنقطه‌ای بوده است. علاوه‌بر این، یک آزمون کشش نیز بر روی نمونه‌ها انجام شد، تا مدول الاستیک کامپوزیت فوق‌الذکر به‌دست آید.

آزمون شکست خمشی

چقرمگی شکست و انرژی شکست کامپوزیت پلی‌سولفون/شیشه ۵۸S براساس آزمون استاندارد ASTM D5045 [29] محاسبه شده است. در این استاندارد، آزمون خمش سه‌نقطه‌ای روی نمونه‌های از پیش ترک‌خورده انجام شده است. چهار نمونه برای آزمون

رابطه ۱۰ ارایه شده است، که می توان آن را روی یک ناحیه از مش المان محدود اعمال نمود. براساس انتگرال J مساحتی ارایه شده در رابطه ۱۰، انتگرال اثر متقابل به صورت زیر تعریف می شود [37]:

$$I^{(1,2)} = \int_A \left(-w^{(1,2)} \delta_{1j} + \sigma_{ij}^{(1)} \frac{\partial u_i^{(2)}}{\partial x_1} + \sigma_{ij}^{(2)} \frac{\partial u_i^{(1)}}{\partial x_1} \right) \frac{\partial q}{\partial x_j} dA \quad (11)$$

که در آن، توان های ۱ و ۲، به ترتیب اشاره به حالت اصلی [1] و حالت فرضی [2] دارند. برای به دست آوردن جابه جایی، کرنش و تنش حالت اصلی، که $u_i^{(1)}$ ، $\varepsilon_{ij}^{(1)}$ و $\sigma_{ij}^{(1)}$ هستند، معادله تعادل المان محدود توسعه یافته، $KU = F$ حل می شود. برای به دست آوردن جابه جایی، کرنش و تنش حالت فرضی، که $u_i^{(2)}$ ، $\varepsilon_{ij}^{(2)}$ و $\sigma_{ij}^{(2)}$ هستند، یک میدان تقریبی مود اول خالص فرض می شود، که در آن $K_I^{(2)} = 1$ و $K_{II}^{(2)} = 0$: تا انتگرال کانتور $I^{(1)}$ از رابطه ۱۱ به دست آید. به طور مشابه، با فرض میدان تقریبی مود دوم خالص، که در آن $K_I^{(2)} = 0$ و $K_{II}^{(2)} = 1$ ، انتگرال کانتور $I^{(2)}$ به دست می آید. انتگرال کانتور ارایه شده در رابطه ۱۱ را می توان به صورت عددی و با استفاده از قانون انتگرال گیری گاوس، روی هر المان محاسبه نمود [37]:

$$I^{(1,2)} = \sum_{m=1}^{N^{Gauss}} \left\{ \left(-w^{(1,2)} \delta_{1j} + \sigma_{ij}^{(1)} \frac{\partial u_i^{(2)}}{\partial x_1} + \sigma_{ij}^{(2)} \frac{\partial u_i^{(1)}}{\partial x_1} \right) \frac{\partial q}{\partial x_j} \right\}_m w_m \det J \quad (12)$$

که در آن، N^{Gauss} تعداد نقاط انتگرال گیری در هر المان، w_m فاکتور وزنی گاوس، و J ماتریس ژاکوبین است. با جایگذاری انتگرال های $I^{(1)}$ و $I^{(2)}$ به دست آمده از رابطه ۱۲ در روابط زیر، ضرایب شدت تنش مود اول و دوم به دست می آیند [37]:

$$K_I^{(1)} = \frac{E}{2} I_I^{(1)} \quad K_{II}^{(1)} = \frac{E}{2} I_{II}^{(1)} \quad (13)$$

که در آن، برای حالت های تنش صفحه ای و کرنش صفحه ای، به ترتیب، $\dot{E} = E$ و $\dot{E} = E/(1 - \nu^2)$ است. در فرض شکست الاستیک خطی، میدان های جابه جایی و تنش را می توان از ضرایب شدت تنش به دست آورد. روابط ۱۴ و ۱۵ نشان دهنده میدان های جابه جایی و تنش هستند [37]. برای دریافت اطلاعات بیشتر می توان به مطالعه خوبی [37] مراجعه نمود.

$$u_x = \frac{K_I(1+\nu)}{E} \sqrt{\frac{r}{2\pi}} \cos \frac{\theta}{2} \left(\kappa - 1 + 2 \sin^2 \frac{\theta}{2} \right) u_y = \quad (14)$$

$$\frac{K_I(1+\nu)}{E} \sqrt{\frac{r}{2\pi}} \sin \frac{\theta}{2} \left(\kappa + 1 - 2 \cos^2 \frac{\theta}{2} \right) u_z = 0$$

$$\sigma_x = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{\theta}{2} \left(1 - \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{3\theta}{2} \right), \quad \tau_{xy} =$$

$$\frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \sin \frac{\theta}{2} \cos \frac{\theta}{2} \cos \frac{3\theta}{2} \quad \sigma_y = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{\theta}{2} \left(1 + \right. \quad (15)$$

$$\left. \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{3\theta}{2} \right), \quad \tau_{yz} = 0 \quad \sigma_z =$$

$$\begin{cases} \nu(\sigma_x + \sigma_y) & \text{plane strain} \\ 0 & \text{plane stress} \end{cases}, \quad \tau_{zx} = 0$$

به منظور به کارگیری انتگرال عددی گاوس، ناپیوستگی ترک بایستی به عنوان یک مرز داخلی، درون ناحیه المان در نظر گرفته شود، و انتگرال گیری در این المان با تقسیم المان به دو زیرناحیه انجام می پذیرد. به طور کلی دو روش برای انتگرال گیری عددی ناپیوستگی ارایه شده است (شکل ۳). روش اول براساس

$$\varphi(x) = \min ||(x - x^*)|| \operatorname{sign}((x - x^*) \cdot n_{\Gamma_d}) \quad (4)$$

و x^* یک نقطه روی ناپیوستگی است که نزدیک ترین فاصله از نقطه x را دارا است، و n_{Γ_d} بردار نرمال در نقطه x^* است. به منظور مدل سازی میدان جابه جایی در اطراف نوک ترک، از توابع تقریبی نوک ترک (رابطه ۵) استفاده می شود [37]. تنها تابع اول برای مدل سازی ناپیوستگی در اطراف نوک ترک به کار می رود و ۳ تابع دیگر تنها به منظور افزایش دقت استفاده می شوند.

$$B(r, \theta) = \{B_1, B_2, B_3, B_4\} = \left\{ \sqrt{r} \sin \frac{\theta}{2}, \sqrt{r} \cos \frac{\theta}{2}, \sqrt{r} \sin \frac{\theta}{2} \sin \theta, \sqrt{r} \cos \frac{\theta}{2} \sin \theta \right\} \quad (5)$$

روابط ۶ و ۷ به ترتیب نشان دهنده میدان جابه جایی غنی شده و تقریب میدان کرنش غنی شده هستند [37].

$$u(x, t) = N^{std}(x) \bar{u}(t) + N^{Hev}(x) \bar{d}(t) + N^{tip}(x) \bar{b}(t) \equiv N^{std}(x) \bar{u}(t) + N^{enr}(x) \bar{a}(t) \quad (6)$$

$$\varepsilon(x, t) = B^{std}(x) \bar{u}(t) + B^{Hev}(x) \bar{d}(t) + B^{tip}(x) \bar{b}(t) \equiv B^{std}(x) \bar{u}(t) + B^{enr}(x) \bar{a}(t) \quad (7)$$

و ماتریس سختی کلی و ماتریس نیرو براساس گسسته سازی گلرکین به دست می آید که در روابط ۸ و ۹ نشان داده شده اند. که در آن Ω ناحیه ترک خورده، N ماتریس تابع شکلی، B ماتریس مشتق توابع شکلی، D ماتریس خواص ماده، $\bar{t}$ کشش، b نیروی جسمی و Γ سطح کشش هستند [37].

$$K = \begin{bmatrix} \int_{\Omega} (B^{std})^T D B^{std} d\Omega & \int_{\Omega} (B^{std})^T D B^{Hev} d\Omega & \int_{\Omega} (B^{std})^T D B^{tip} d\Omega \\ \int_{\Omega} (B^{Hev})^T D B^{std} d\Omega & \int_{\Omega} (B^{Hev})^T D B^{Hev} d\Omega & \int_{\Omega} (B^{Hev})^T D B^{tip} d\Omega \\ \int_{\Omega} (B^{tip})^T D B^{std} d\Omega & \int_{\Omega} (B^{tip})^T D B^{Hev} d\Omega & \int_{\Omega} (B^{tip})^T D B^{tip} d\Omega \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$F = \begin{Bmatrix} \int_{\Gamma_t} (N^{std})^T \bar{t} d\Gamma + \int_{\Omega} (N^{std})^T b d\Omega \\ \int_{\Gamma_t} (N^{Hev})^T \bar{t} d\Gamma + \int_{\Omega} (N^{Hev})^T b d\Omega \\ \int_{\Gamma_t} (N^{tip})^T \bar{t} d\Gamma + \int_{\Omega} (N^{tip})^T b d\Omega \end{Bmatrix} \quad (9)$$

نرخ آزادسازی انرژی کرنشی، و در نهایت ضریب شدت تنش از طریق روش انتگرال گیری روی ناحیه ترک خورده، براساس روشی که توسط رایس [38] ارایه شده است و به روش انتگرال J معروف است، محاسبه می شود. برای این که بتوان از روش انتگرال J در مساله های محاسباتی استفاده نمود، شکل کانتوری انتگرال J بایستی به شکل مساحتی تغییر داده شود. رابطه ۱۰ نشان دهنده شکل اصلاح شده انتگرال J است، که در سیستم مختصات محلی نوک ترک (x_1, x_2) قرار دارد؛ که در آن، w انرژی کرنشی است و به صورت $w = \frac{1}{2} \sigma_{ij} \varepsilon_{ij}$ تعریف می شود. همچنین، σ_{ij} تانسور تنش، u_i میدان جابه جایی، n_j بردار نرمال روی کانتور انتگرال Γ ، δ دلتای کروئکر، $T_i = \sigma_{ij} n_j$ کشش روی کانتور انتگرال Γ ، و q تابع وزنی روی ناحیه انتگرال گیری هستند [37].

$$J = \int_A \left(\sigma_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_1} - w \delta_{1j} \right) \frac{\partial q}{\partial x_j} dA \quad (10)$$

ضرایب شدت تنش، مهم ترین پارامترهای شکست هستند، که از آنها برای به دست آوردن تنش در اطراف ترک، کرنش و میدان های جابه جایی در تئوری مکانیک شکست الاستیک خطی استفاده می شود. برای محاسبه ضرایب شدت تنش، انتگرال J مساحتی در

استفاده از روش المان محدود توسعه یافته در متلب است. پس از مش بندی دامنه حل، از روش دسته هم تراز [39] استفاده می شود تا مکان ترک در دامنه مشخص شود. پس از انجام محاسبات مربوط به المان محدود و محاسبه مجهولات جابه جایی و نیرو، از روش انتگرال [] استفاده شده تا ضرایب شدت تنش و نرخ آزاد سازی انرژی کرنشی محاسبه شود. با مقایسه ضریب شدت تنش مود اول محاسبه شده با مقدار چقرمگی شکست، مشخص می شود که آیا ترک رشد خواهد کرد. در صورتی که ترک رشد نماید، از روش دسته هم تراز استفاده می شود تا مکان جدید ترک محاسبه شود و فرایند تکرار می شود. این فرایند تا زمانی که جابه جایی پین فشاری بالای نمونه به مقدار تعیین شده خود برسد، ادامه خواهد داشت.

روش تحلیلی

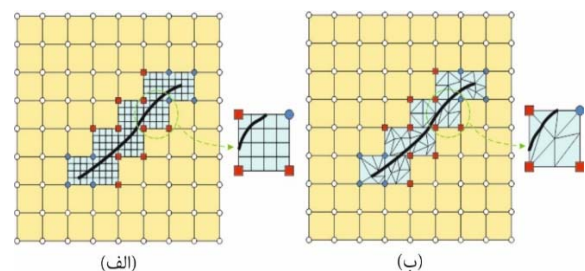
در این بخش، از حل تحلیلی مساله آزمون شکست خمشی ارایه شده توسط فت [40] استفاده شده است تا نتایج عددی به دست آمده از متلب و آباکوس برای ضریب شدت تنش مود اول با حل تحلیلی مساله مقایسه شوند. ضریب شدت تنش مود اول از رابطه ۱۶ محاسبه می شود [40]:

$$K_I = \sigma_0 F \sqrt{\pi a} \quad (16)$$

که در آن $\sigma_0 = \frac{3PL}{BW^2}$ و $F = \frac{F'}{(1-a/W)^{3/2}}$ ؛ و $\dot{F}$ در جدول های مربوطه [40]، براساس مقدار L/W داده شده است. شماتیک کلی مساله در شکل ۵ ارایه شده است؛ در مساله حاضر، L برابر با ۲۵، B برابر با ۶، W برابر با ۲۰ مساوی با ۱۵ میلی متر و P نیروی اعمال شده است.

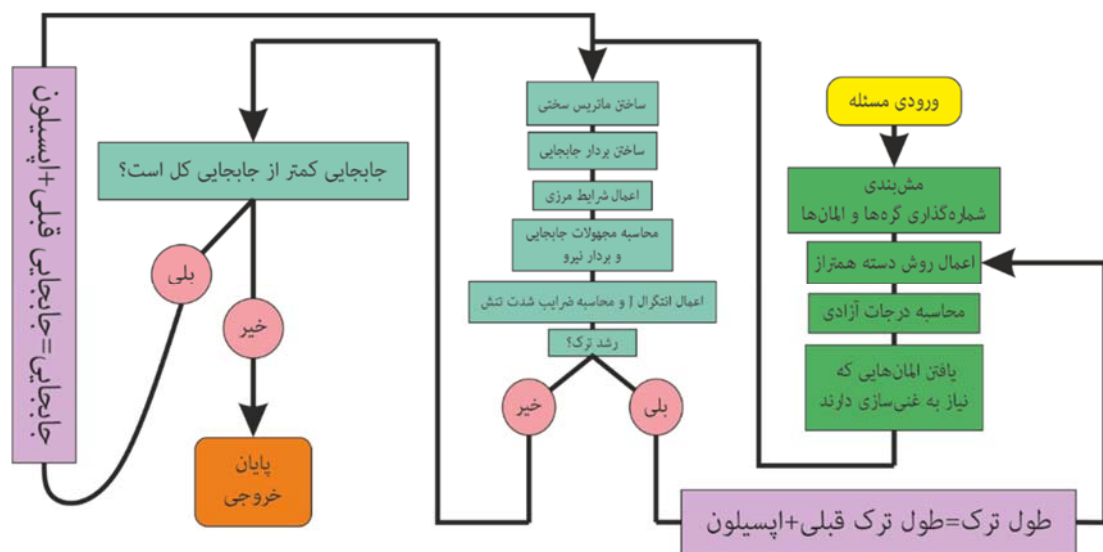
حل تحلیلی ارایه شده، مربوط به هندسه خاص آزمون شکست خمشی (SENB) است. از نتایج این حل استفاده شده تا دقت روش المان محدود توسعه یافته ارزیابی شود. با تایید مدل سازی انجام شده، می توان از روش المان محدود توسعه یافته برای مدل سازی هندسه های متفاوت که حل تحلیلی برای آنها وجود ندارد، استفاده نمود.

زیر ناحیه های مستطیلی است که در شکل ۳- الف نشان داده شده است؛ که در آن ترک بر لبه های مستطیل منطبق نمی شود و در نتیجه سبب مقداری خطا در مدل سازی عددی خواهد شد، اگر چه با افزایش تعداد زیر ناحیه ها می توان دقت قابل قبولی به دست آورد. در روش دوم (که در مدل سازی پیش رو از این روش استفاده شده است)، ناپیوستگی به زیر ناحیه های مثلثی تقسیم می شود که در شکل ۳- ب نشان داده شده است، که دقت بالاتری را نسبت به روش اول ارایه می دهد، اما اجرای آن سخت تر است. به طور کلی با افزایش تعداد زیر ناحیه ها در هر دو روش، می توان دقت مناسبی را به دست آورد، اما از نظر هزینه محاسباتی مقرون به صرفه نیست.

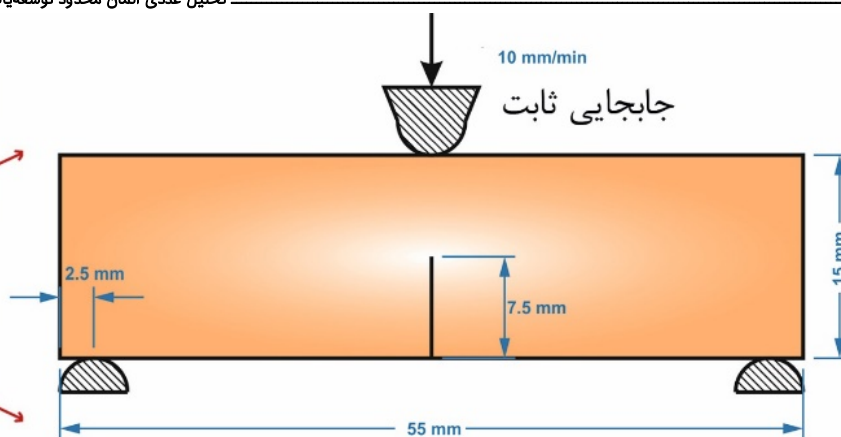
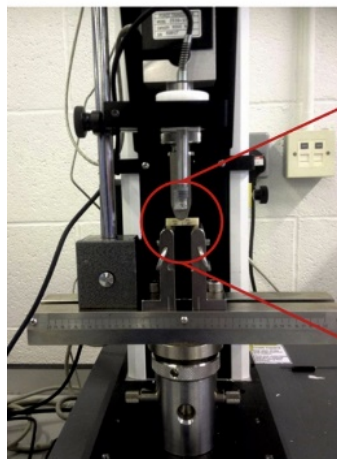


شکل ۳) انتگرال گیری عددی از ناپیوستگی در روش المان محدود توسعه یافته؛ الف) الگوریتم زیر ناحیه مستطیلی، ب) الگوریتم زیر ناحیه مثلثی

در نهایت، شبیه سازی انجام شده، یک آزمون شکست خمشی سه نقطه ای است و پین فشاری دستگاه دارای سرعت ثابت ۱۰ میلی متر بر دقیقه است. المان مستطیلی چهار نقطه ای در مدل سازی المان محدود توسعه یافته در متلب به کار رفته است؛ همچنین المان های چهار نقطه ای مستطیلی (C3D8R) برای مدل سازی المان محدود توسعه یافته در آباکوس، و المان های مثلثی (C3D6) در اطراف ترک و المان های مستطیلی در اطراف نوک ترک برای مدل سازی المان محدود استاندارد در آباکوس به کار رفته اند. شکل ۴ نشان دهنده فلوچارت مربوط به حل مساله با



شکل ۴) فلوچارت حل مساله با استفاده از روش المان محدود توسعه یافته



شکل ۵) طرح آزمون شکست خمشی سه‌نقطه‌ای

به‌دست‌آمده با نتایج حاصل از مدل‌سازی المان محدود استاندارد مقایسه شد.

آنالیز حساسیت مش نیز برای هر دو مدل‌سازی دوبعدی متلب و سه‌بعدی آباکوس انجام شده و نمودار ۳ این آنالیز حساسیت را براساس مقدار خطای بین ضریب تمرکز تنش مود اول و جواب تحلیلی مساله نشان می‌دهد. المان با طول ۵/ میلی‌متر برای روش المان محدود توسعه‌یافته در متلب، و المان به طول یک میلی‌متر برای هر دو مدل‌سازی المان محدود استاندارد و توسعه‌یافته در آباکوس استفاده می‌شود. مش‌بندی اولیه برای روش المان محدود توسعه‌یافته و استاندارد در نرم‌افزارهای متلب و آباکوس در شکل ۷ نشان داده شده است.

منحنی نیرو- جابه‌جایی برای مدل‌سازی دوبعدی المان محدود توسعه‌یافته در متلب، در نمودار ۴ نشان داده شده است که با نتیجه آزمون تجربی و نتیجه مدل‌سازی المان محدود استاندارد مقایسه شده است. به دلیل صرف‌نظر کردن از تغییر شکل پلاستیک در مدل‌سازی المان محدود توسعه‌یافته، منحنی‌ها به صورت تکه‌ای خطی هستند. بدیهی است که با افزایش تعداد المان‌ها، منحنی‌های المان محدود توسعه‌یافته به منحنی آزمون تجربی نزدیک‌تر می‌شوند.

کانتورهای تنش به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی متلب در شکل ۸ نشان داده شده است و همان طور که مشخص است، تمرکز تنش در اطراف ترک اتفاق می‌افتد. مقدار σ_{xx} ، σ_{xy} و σ_{yy} در اطراف ترک، به ترتیب برابر ۲۵، ۸ و ۶ مگاپاسکال است (شکل‌های ۸- الف و ۸- ج). همچنین کانتور تنش σ_{yy} نشان می‌دهد که ماکزیمم تنش نرمال در جهت y ، در نقاط تکیه‌گاهی و محل قرارگرفتن پین فشاری دستگاه اتفاق می‌افتد، که برابر ۱۵ مگاپاسکال است. علاوه بر این، کانتور تنش فون میسز نیز ارایه شده است (شکل ۸- د)، که مقدار تنش فون میسز در اطراف ترک برابر ۲۸ مگاپاسکال است. شکل ۹ هندسه‌های تغییر شکل‌یافته از مدل‌سازی‌های المان محدود توسعه‌یافته و استاندارد را، به همراه کانتور تنش

نتایج و بحث

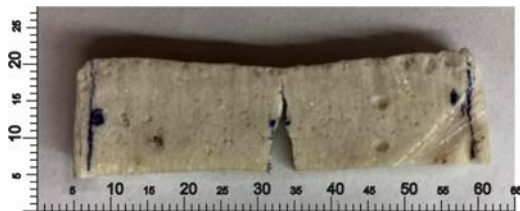
نتایج آزمون‌های خمشی و کشش

منحنی تنش خمشی- کرنش کامپوزیت پلی‌سولفون/شیشه زیست فعال ۵۸S با ۳۰ درصد حجمی شیشه در نمودار ۱ نشان داده شده است، که با استحکام خمشی استخوان انسان [41] و نتایج مربوط به پلی‌سولفون خالص و کامپوزیت‌های ۲۰ و ۴۰ درصد حجمی پلی‌سولفون/شیشه زیست فعال ۵S۴۵ [22] مقایسه شده است. آزمون خمشی انجام‌شده نشان می‌دهد که نه تنها استحکام خمشی کامپوزیت پلی‌سولفون/شیشه زیست فعال ۵۸S با ۳۰ درصد حجمی شیشه، در محدوده استحکام استخوان طبیعی انسان قرار دارد، بلکه با نتایج ارایه‌شده قبلی نیز مطابقت خوبی دارد. خواص مکانیکی به‌دست‌آمده برای کامپوزیت پلی‌سولفون/شیشه زیست فعال ۵۸S و ۳۰ درصد حجمی شیشه، با کامپوزیت‌های شیشه زیست فعال ۵S۴۵/پلی‌سولفون و ۲۰ و ۴۰ درصد حجمی شیشه در جدول ۱ آورده شده است که توسط /ورفیس و همکاران [22] ارایه شده‌اند. نتایج نشان می‌دهد که خواص به‌دست‌آمده برای کامپوزیت حاضر، مطابقت خوبی با نتایج تحقیقات پیشین دارد. همچنین جهت به‌دست‌آوردن مدول یانگ، آزمون کشش روی کامپوزیت انجام شد که نمودار ۲ نشان‌دهنده نمونه‌ای از منحنی تنش کششی- کرنش این کامپوزیت است. مدول کششی کامپوزیت پلی‌سولفون/شیشه زیست فعال ۵۸S با ۳۰ درصد حجمی شیشه حاصل از آزمون‌های کشش، برابر ۱۹/۱ گیگاپاسکال به‌دست آمد.

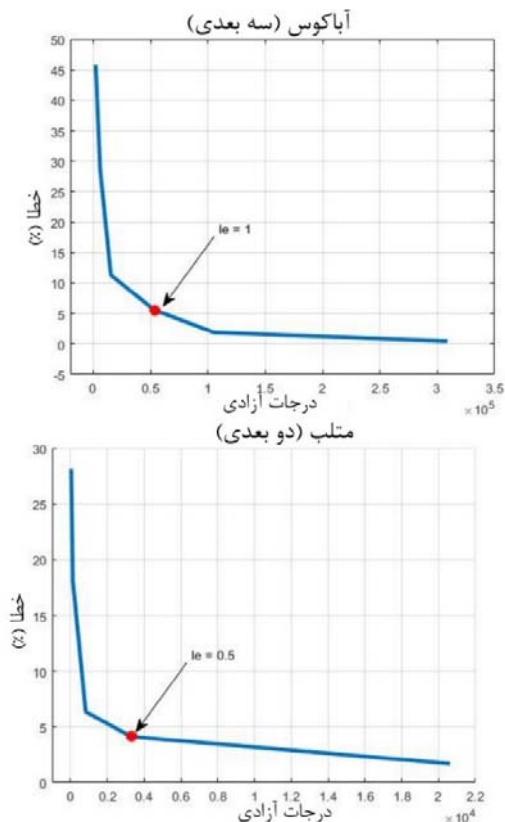
نتایج عددی و تجربی آزمون شکست

آزمون شکست خمشی مطابق استاندارد ASTM D5045 [30] مربوط به کامپوزیت‌های پلاستیکی روی سه نمونه انجام شد، و شکل ۶ نشان‌دهنده نمونه بعد از ۴/۶ میلی‌متر جابه‌جایی است.

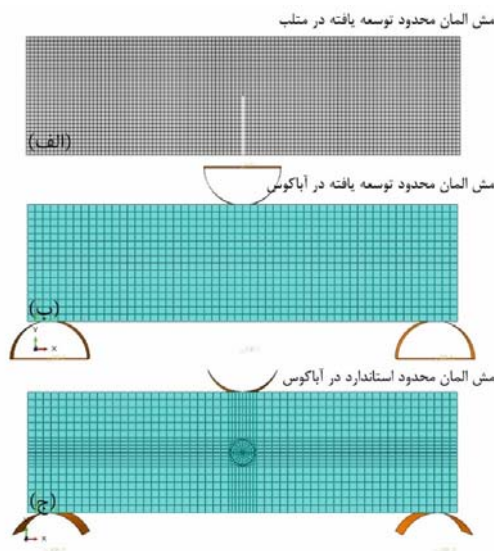
مدل‌سازی المان محدود توسعه‌یافته از رفتار شکست کامپوزیت پلی‌سولفون/شیشه زیست فعال ۵۸S توسط نرم‌افزارهای متلب و آباکوس، و تحت شرایط کرنش صفحه‌ای انجام شد و نتایج



شکل ۶) نمونه شکست خمشی بعد از انجام آزمون

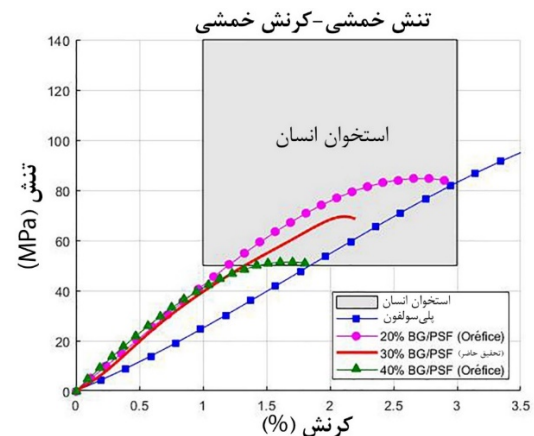


نمودار ۳) آنالیز حساسیت مش برای مدل‌سازی المان محدود توسعه‌یافته در متلب و آباکوس



شکل ۷) مش تغییر شکل‌نیافته؛ الف) روش المان محدود توسعه‌یافته در متلب، ب) روش المان محدود توسعه‌یافته در آباکوس، ج) روش المان محدود استاندارد در آباکوس

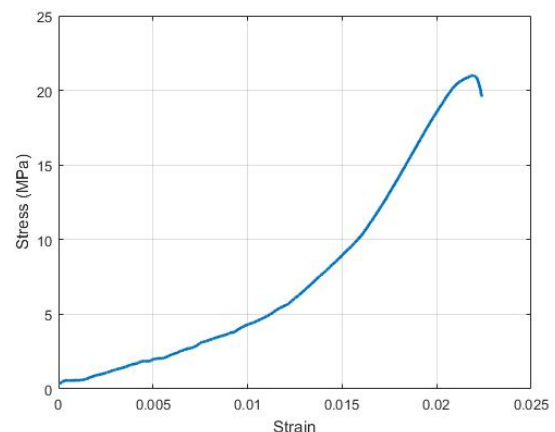
فون میسر نشان می‌دهد که در نرم‌افزار آباکوس انجام شده‌اند. مقدار تنش فون میسر در روش المان محدود توسعه‌یافته و استاندارد، به‌ترتیب برابر ۳۲ و ۳۵ مگاپاسکال است، که اختلاف آنها با مدل‌سازی متلب، به‌ترتیب برابر ۱۲/۵ و ۲۰٪ است. این مقدار اختلاف احتمالاً به‌دلیل دوبردی و سه‌بردی بودن مدل‌سازی‌ها است.



نمودار ۱) منحنی تنش خمشی- کرنش برای کامپوزیت پلی‌سولفون/شیشه زیست‌فعال ۵۸۵ با ۳۰ درصد حجمی شیشه و مقایسه آن با استخوان انسان [41] و نتایج مربوط به پلی‌سولفون خالص و کامپوزیت‌های ۲۰ و ۴۰ درصد حجمی پلی‌سولفون/شیشه زیست‌فعال ۵۵۴۵ ارایه‌شده توسط /ورفیس و همکاران [22]

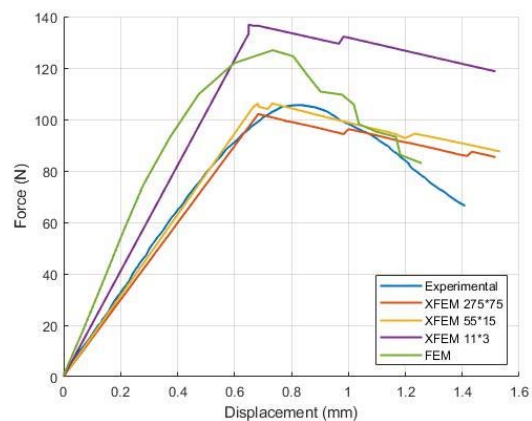
جدول ۱) مقایسه خواص استحکام کششی و خمشی کامپوزیت پلی‌سولفون/شیشه ۵۸۵ با کامپوزیت پلی‌سولفون/شیشه ۵۵۴۵

انواع پلی‌سولفون	مدول خمشی (GPa)	استحکام خمشی (MPa)	کرنش شکست (%)
پلی‌سولفون/شیشه ۵۵۴۵ ۴۰ درصد حجمی [22]	۶/۲	۵۱	۱/۸
پلی‌سولفون/شیشه ۵۸۵ ۳۰ درصد حجمی	۵/۲۲۵	۶۶	۲/۲
پلی‌سولفون/شیشه ۵۵۴۵ ۲۰ درصد حجمی [22]	۴/۶	۸۴	۲/۹
پلی‌سولفون	۲/۶	۱۰۷	۵/۷

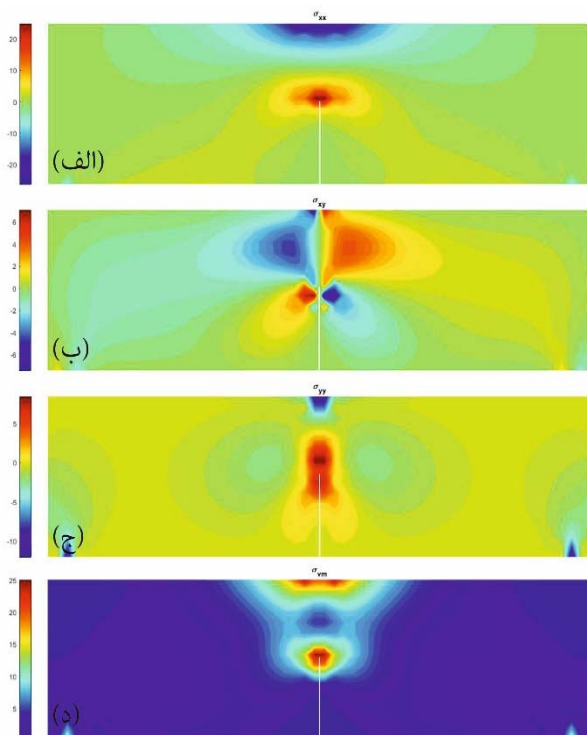


نمودار ۲) منحنی تنش کششی- کرنش کامپوزیت ساخته‌شده

درک بهتر استحکام این کامپوزیت نیاز به تحقیقات بیشتری است. لذا، در این مرحله سعی بر این شده تا نتایج مدل‌سازی بیشتر با نتایج تحلیلی مقایسه شوند.

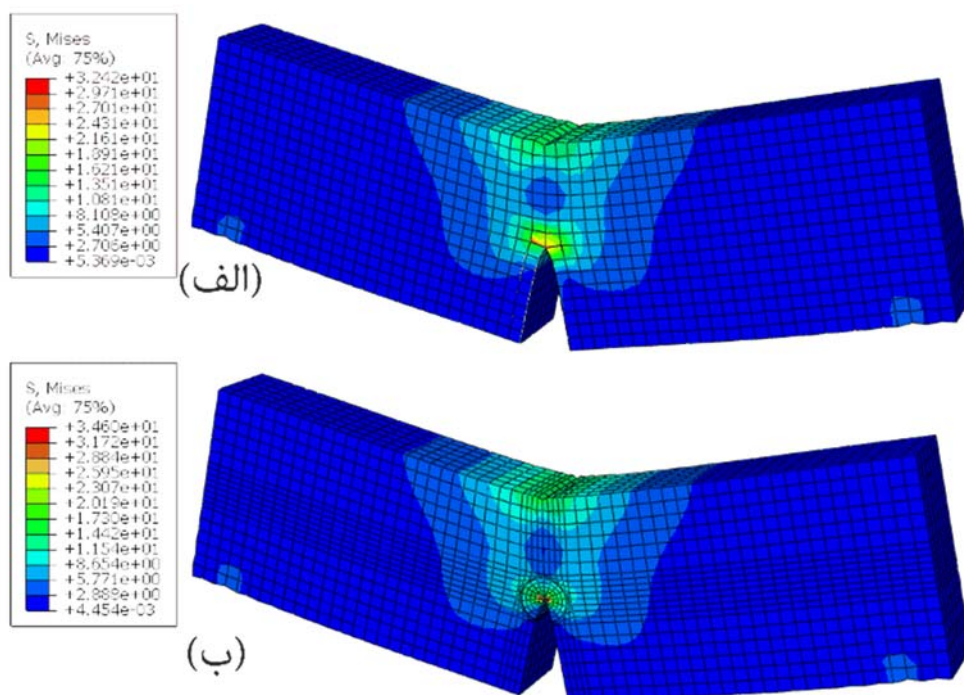


نمودار ۴) مقایسه منحنی‌های نیرو- جابه‌جایی برای مش‌های مختلف در روش امان محدود توسعه‌یافته در متلب



شکل ۸) کانتورهای تنش به‌دست‌آمده از آنالیز متلب: (الف) σ_{xx} ، (ب) σ_{xy} ، (ج) σ_{yy} ، (د) σ_{vm}

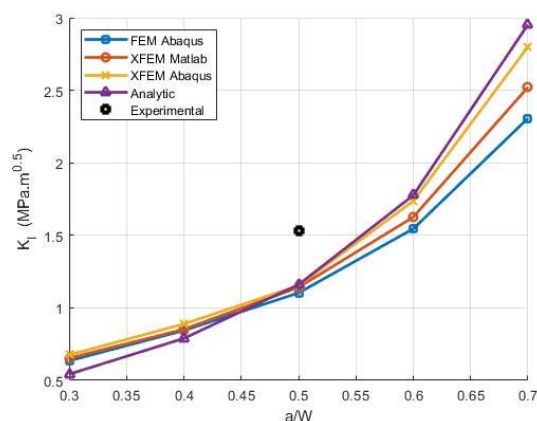
نتایج تحلیلی، تجربی و عددی ضریب تمرکز تنش مود اول و نرخ آزادسازی انرژی کرنشی و مقدار خطای نسبی آنها برای ترک به طول ۷/۵ میلی‌متر در ماکزیمم نیرو، در جدول ۲ آورده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، نتایج عددی به‌دست‌آمده، اختلاف زیادی با نتایج تجربی دارند. با توجه به اینکه از روش ریخته‌گری حلال برای تولید کامپوزیت استفاده شده است، میزان تخلخل کامپوزیت و استحکام فصل مشترک بین پلی‌سولفون و ذرات شیشه زیست‌فعال ۵۸S دقیقاً مشخص نیست. همچنین کامپوزیت حاضر به‌صورت حجم‌دار تولید شده است که تولید کامپوزیت با استفاده از روش ریخته‌گری حلال به‌صورت حجمی تاکنون انجام نشده بود. با در نظرگرفتن این موارد، بدیهی است که برای فهم و



شکل ۹) هندسه تغییر شکل‌یافته به‌دست‌آمده از آنالیز آباکوس: (الف) امان محدود توسعه‌یافته، (ب) امان محدود استاندارد

نتایج	خطای نسبی				K_I (MPa√m)	G_I (J/m ²)
	تحلیلی (%)		تجربی (%)			
	K_I	G_I	K_I	G_I		
تحلیلی	-	-	۱۹/۴۷	۲۸/۹۸	۱/۲۳۲۰	۱۲۵۰/۶۴
تجربی	۲۸/۹۸	۱۹/۴۷	-	-	۱/۵۳ ± ۰/۰۸	۱۷۶۸ ± ۱۳۵
المان محدود توسعه‌یافته (متلب دوبعدی)	۳/۱۱	۱/۶۶	۳۱/۱۸	۲۰/۸۱	۱/۲۱۱۶	۱۲۱۶/۵۸
المان محدود توسعه‌یافته (آباکوس سه‌بعدی)	۱/۳۱	۰/۶۶	۲۹/۹۱	۲۰/۰۰	۱/۲۲۳۹	۱۲۳۹/۱۹
المان محدود استاندارد (آباکوس سه‌بعدی)	۹/۸۵	۵/۱۲	۳۵/۹۷	۲۳/۶۰	۱/۱۶۸۹	۱۱۳۲

نسبت به نتایج تحلیلی در طول ترک ماکزیمم، به‌ترتیب در حد ۲۰ و ۱۰٪ است. همچنین، با افزایش طول ترک، مقدار خطای روش المان محدود توسعه‌یافته از دو نرم‌افزار متلب و آباکوس نیز افزایش می‌یابد، چرا که هندسه این دو مدل‌سازی با یکدیگر متفاوت هستند (دوبعدی و سه‌بعدی). در پایان، می‌توان نتیجه گرفت که استفاده از روش المان محدود توسعه‌یافته برای محاسبه ضریب شدت تنش، نتایج دقیق‌تری را ارائه می‌دهد. همچنین با توجه به این نکته که نتایج مدل‌سازی در نیروی ۱۰۰ نیوتن محاسبه شده‌اند، مقداری خطا بین نتایج حاصل از مدل‌سازی و نتایج تحلیلی و نتیجه تجربی که در ماکزیمم نیرو محاسبه شده است، مشاهده می‌شود.



نمودار ۵) مقایسه ضریب شدت تنش برای طول‌های مختلف ترک به‌دست‌آمده از حل تحلیلی، مدل‌سازی المان محدود توسعه‌یافته در متلب و آباکوس، مدل‌سازی المان محدود استاندارد و نتیجه آزمون تجربی

شکست نگاری از سطح شکست نمونه‌های آزمایش

با استفاده از میکروسکوپ الکترونی روبشی، تصاویری از سطح شکست نمونه کامپوزیتی تهیه شده است. شکل ۱۰ نشان‌دهنده پراکندگی ذرات شیشه زیست‌فعال در زمینه پلیمری است. همچنین شکل‌های ۱۰ و ۱۱ نشان‌دهنده تخلخل‌های ایجادشده و عدم چسبندگی بین ذرات شیشه و زمینه پلی‌سولفون است. با افزودن ذرات شیشه زیست‌فعال ۵۸S به ماتریس پلی‌سولفون، انتظار می‌رود که استحکام کامپوزیت افزایش یابد، چرا که مدول الاستیک ذرات شیشه زیست‌فعال تقریباً ۱۰ برابر [46] پلی‌سولفون است. اما با بررسی نتایج تجربی، مشاهده می‌شود که با افزودن فاز

مدل‌سازی المان محدود توسعه‌یافته دقت بالاتری را نسبت به المان محدود استاندارد نشان می‌دهد و در نتیجه، درستی استفاده از روش المان محدود توسعه‌یافته در مسایل مکانیک شکست تایید می‌شود. ضریب شدت تنش و نرخ آزادسازی انرژی کرنشی در ماکزیمم نیرو به‌ترتیب برابر با چقرمگی شکست و انرژی شکست است. با توجه به تحقیق انجام شده توسط گیلز و میلز [42]، چقرمگی شکست و انرژی شکست پلی‌سولفون به‌ترتیب برابر با ۲۵/۸۵±۰/۲۵ مگا پاسکال در رادیکال‌متر و ۴۵۰±۲۷۵۰ ژول بر متر مربع است؛ با مقایسه نتایج به‌دست‌آمده و مقادیر مربوط به خواص شکست پلی‌سولفون مشخص می‌شود که اضافه‌نمودن ذرات شیشه زیست‌فعال به زمینه پلی‌سولفون سبب کاهش استحکام می‌شود. دلیل این اتفاق، پیوند ضعیف میان ذرات شیشه زیست‌فعال و زمینه پلی‌سولفونی است؛ علاوه بر این، استفاده از روش ریخته‌گری حلال سبب ایجاد حفره‌هایی در کامپوزیت می‌شود که آن نیز سبب کاهش استحکام کامپوزیت می‌شود. این دو موضوع، دلایل اصلی کاهش استحکام کامپوزیت هستند، و البته با این که استحکام کامپوزیت کاهش می‌یابد، اما همچنان در محدوده استحکام استخوان طبیعی بدن انسان قرار دارد. همچنین، کامپوزیت پلی‌سولفون/شیشه زیست‌فعال، یک کامپوزیت زیست‌سازگار بوده که به‌دلیل وجود ذرات شیشه زیست‌فعال ۵۸S، پس از قرارگرفتن در بدن انسان، با استخوان بدن پیوند برقرار کرده [22, 43] و تولید هیدروکسی‌آپاتیت می‌نماید [14, 15]. این کامپوزیت مشکلاتی که کاشتنی‌های فلزی و سرامیکی در بدن انسان به‌وجود می‌آورند [1, 44] را ندارد، و در نتیجه از این حیث اهمیت به‌سزایی دارد. همچنین، متخلخل‌بودن این گونه کامپوزیت یک امر ضروری است، چرا که سبب افزایش رشد بافت طبیعی درون آن می‌شود [45].

ضریب تمرکز تنش مود اول برای طول ترک‌های مختلف و نیروی ۱۰۰ نیوتن نیز با استفاده از روش‌های المان محدود توسعه‌یافته و استاندارد محاسبه شده است، و نتایج حاصل با نتایج تحلیلی و تجربی در نمودار ۵ مقایسه شده‌اند. در طول ترک‌های کوچک (نسبت طول ترک به عرض نمونه > ۰/۴) مقدار خطای نسبی روش‌های مختلف عددی تقریباً ناچیز است. با افزایش طول ترک، خطای مدل‌سازی‌های عددی افزایش می‌یابد، و جواب المان محدود استاندارد از المان محدود توسعه‌یافته فاصله می‌گیرد؛ که مقدار خطای نسبی دو روش المان محدود استاندارد و توسعه‌یافته

تحقیق، به دست آوردن خواص مکانیکی کامپوزیت زیست فعال پلی سولفون/شیشه زیست فعال ۵۸S به صورت تجربی، و مدل سازی رفتار شکست این کامپوزیت با استفاده از روش المان محدود توسعه یافته است. مقاومت کششی، مقاومت خمشی، چقرمگی شکست و انرژی شکست برای این کامپوزیت از طریق آزمون های تجربی به دست می آیند. همچنین هدف از کنوئرسی در متلب، توسعه یک کد المان محدود توسعه یافته بود که در آینده بتوان با اعمال تغییرات مناسب، مسایل مختلف ناپیوستگی را مدل سازی نمود. همچنین از نرم افزار آباکوس و روش المان محدود استاندارد بهره برده شده تا مهر تاییدی بر نتایج به دست آمده از کد فوق الذکر بوده باشد.

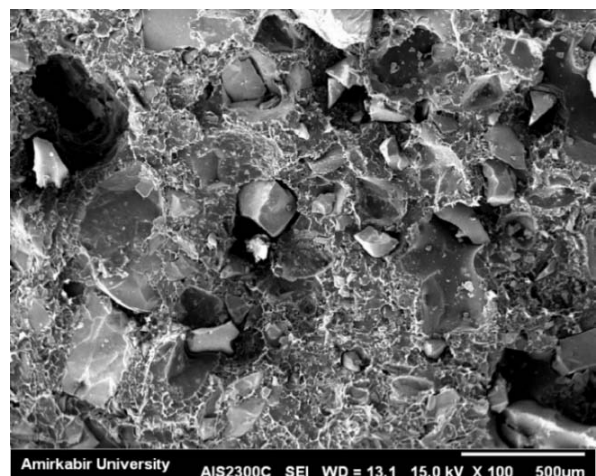
کامپوزیت حجم دار زیست فعال، متشکل از شیشه زیست فعال ۵۸S و پلی سولفون با ۳۰ درصد حجمی شیشه از روش ریخته گری حلال تهیه شده است. استحکام نهایی کامپوزیت نسبت به پلی سولفون خالص، به دلیل پیوند ضعیف ذرات شیشه و پلی سولفون و تخلخل های ایجاد شده در کامپوزیت، کاهش یافته؛ اما وجود ذرات شیشه سبب زیست فعال شدن کامپوزیت می شود. همچنین، آزمون خمش سه نقطه ای انجام شد و مدول و استحکام خمشی کامپوزیت محاسبه و با نتایج قبلی مقایسه شد؛ نتایج نشان می دهد که استحکام کامپوزیت به دست آمده در محدوده استحکام استخوان طبیعی بدن انسان است.

با استفاده از روش استاندارد ASTM D5045، چقرمگی شکست و انرژی شکست کامپوزیت به دست آمد، و مشخص شد که به ترتیب در محدوده 0.08 ± 0.53 مگا پاسکال در رادیکال متر و 135 ± 1768 ژول بر متر مربع قرار دارند. مدل سازی المان محدود توسعه یافته به صورت دوبعدی در متلب و سه بعدی در آباکوس انجام شد و ضریب تمرکز تنش بحرانی مود اول و نرخ آزاد سازی انرژی کرنشی به دست آمده، با نتایج حاصل از مدل سازی سه بعدی المان محدود استاندارد در آباکوس مقایسه شد. المان محدود توسعه یافته، چقرمگی شکست را برابر $K_{Ic}^{FEM} = 1/2178 \pm 0.61$ (میانگین متلب و آباکوس) نشان می داد، در حالی که چقرمگی شکست به دست آمده از روش المان محدود استاندارد برابر $1/1689$ K_{Ic}^{FEM} بود؛ در نتیجه المان محدود توسعه یافته خطای کمتری با مقدار تحلیلی ($K_{Ic}^{تحلیلی} = 1/2320$) دارد.

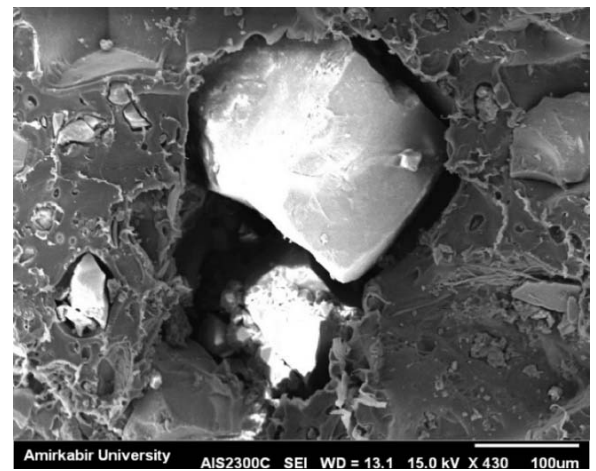
همچنین، ضریب شدت تنش مود اول برای طول های مختلف ترک از روش های المان محدود توسعه یافته و استاندارد محاسبه، و با مقادیر تحلیلی مقایسه شده است؛ که در آن، المان محدود استاندارد خطایی در حد ۲۰٪ در ماکزیمم طول ترک نشان می دهد، در حالی که این خطا برای روش المان محدود توسعه یافته ۱۰٪ است. مقدار مشابهی از خطا نیز برای نرخ آزاد سازی انرژی کرنشی به دست آمد. علاوه بر این، تصویربرداری میکروسکوپ الکترونی از سطح شکست نمونه ها انجام شده، و تصاویر به دست آمده پیوند ضعیف میان ذرات شیشه ۵۸S با زمینه پلی سولفون را نشان می دهند. به منظور افزایش استحکام مکانیکی، می توان مطالعات

زیست فعال، از استحکام کامپوزیت کاسته شده است. دو دلیل اصلی این کاهش استحکام، به وجود آمدن تخلخل در نتیجه فرآیند تولید به روش ریخته گری حلال، و عدم چسبندگی بین ذرات شیشه و پلی سولفون بیان شده است. شکل های ۱۰ و ۱۱ به وضوح نشان دهنده تخلخل و عدم چسبندگی بین ماتریس پلی سولفون و ذرات شیشه زیست فعال هستند، و در نتیجه مهر تاییدی بر دلایل ارائه شده هستند.

پیوند ضعیف میان ذرات شیشه زیست فعال ۵۸S و زمینه پلی سولفونی، سبب ایجاد فضای خالی بین آن دو می شود و در نتیجه، این فضاهای خالی از استحکام کامپوزیت می کاهند. با کاهش اندازه ذرات شیشه، فضاهای خالی ایجاد شده نیز کوچک تر می شوند و در نتیجه، استحکام کامپوزیت بهبود می یابد.



شکل ۱۰) پراکندگی ذرات شیشه ۵۸S در زمینه پلی سولفون



شکل ۱۱) پیوند ضعیف میان ذرات شیشه ۵۸S و زمینه پلی سولفون؛ فضای خالی بین آنها قابل مشاهده است

نتیجه گیری

با توجه به این که خواص و رفتار شکست کامپوزیت زیست فعال پلی سولفون/شیشه زیست فعال ناشناخته است، سعی بر این شده که رفتار شکست این کامپوزیت بررسی شود، و با استفاده از مدل سازی های عددی، این رفتار پیش بینی شود. هدف این

بیشتری را بر روی روش‌های جدید برای ایجاد پیوند شیمیایی بین ذرات شیشه و زمینه پلیمری انجام داد. همچنین، می‌توان از روش‌های آنالیز دینامیک مولکولی برای مطالعه پیوند میان ذرات شیشه زیست‌فعال و زمینه پلیمری استفاده نمود.

تشکر و قدردانی: از دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشگاه بین‌المللی امام خمینی و آزمایشگاه‌های مربوطه قدردانی می‌شود.

تأییدیه اخلاقی: نویسندگان تعهد می‌نمایند که این مقاله در زمان ارسال برای این نشریه، در هیچ نشریه ایرانی یا غیرایرانی در حال بررسی نبوده و ارسال نخواهد شد.

تعارض منافع: موردی توسط نویسندگان ذکر نشد.

سهم نویسندگان: آرنک پژوهشگر (نویسنده اول)، نگارنده مقدمه/پژوهشگر اصلی/نگارنده بحث (۵۰٪)؛ امیرحسین مغنیان (نویسنده دوم)، پژوهشگر کمکی (۲۵٪)؛ سیدعلی صدوق وینی (نویسنده سوم)، پژوهشگر کمکی (۲۵٪).

منابع مالی: هزینه‌ها توسط دانشگاه صنعتی امیرکبیر تامین شده است.

فهرست علائم

a	طول ترک	mm	میلی‌متر
$\bar{a}_{ij}$	میدان جابه‌جایی غنی‌شده	MPa	مگاپاسکال
b	نیروی جسمی	n	بردار نرمال
B	ضخامت	N	تعداد گره‌ها
BG	شیشه زیست‌فعال	$\bar{N}_i(x)$	توابع شکلی غنی شده
cm	سانتی‌متر	N^d	تعداد ناپیوستگی‌ها
D	ماتریس ضرایب ساختاری	$N_i(x)$	توابع شکلی استاندارد
d	جابه‌جایی پین فشاری	P	نیرو
E	مدول یانگ	PSF	پلی‌سولفون
F	ماتریس نیروی کل	r	شعاع
FEM	روش المان محدود	$SENB$	نمونه دارای یک ترک لبه‌ای
G	نرخ آزادسازی انرژی کرنشی	SIF	ضرایب شدت تنش
$H(x)$	تابع هوی‌ساید	$Sign$	تابع علامت
I	انتگرال اثر متقابل	t	کشش
J	ژول	U	انرژی
K	ماتریس سختی کلی	$\bar{U}$	بردار جابه‌جایی‌های مجهول
K_I و K_{II} و K_{III}	ضرایب شدت تنش	$\bar{u}_i$	جابه‌جایی گره استاندارد
KN	کیلو نیوتن	$u(x)$	میدان جابه‌جایی
l	طول المان	W	عرض
m	متر	w	انرژی کرنشی متقابل
M	تعداد گره‌های غنی‌شده	x	فاصله
M^B	تعداد گره‌های غنی‌شده در المان مشترک	x^*	تصویر نقطه x
min	دقیقه	$XFEM$	روش المان محدود توسعه‌یافته

علائم یونانی

δ و $\frac{d}{dx}$	مشتق	σ	تانسور تنش
Γ_d	ناپیوستگی	τ	تنش برشی
ϵ	کرنش	$\varphi(x)$	تابع غنی‌ساز شیب
ϑ	زاویه	$\psi(x)$	تابع غنی‌ساز
ν	ضریب پواسون	Ω	دامنه حل
$\xi\eta$	مختصات محلی		
بالانویس‌ها			
B	مربوط به المان مشترک	$total$	کلی
std	استاندارد	tip	نوک ترک
enr	غنی‌شده	dis	جابه‌جاشده
زیرنویس‌ها			
A	مربوط به سطح	i, j, k	شماره گره

منابع

- 1- Niinimäki T, Junila J, Jalovaara P. A proximal fixed anatomic femoral stem reduces stress shielding. *International orthopaedics*. 2001;25(2):85-88.
- 2- Marcolongo M, Ducheyne P, Garino J, Schepers E. Bioactive glass fiber/polymeric composites bond to bone tissue. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1998;39(1):161-170.
- 3- Hench LL. The story of bioglass. *Journal of Materials Science Materials in Medicine*. 2006;17(11):967-978.
- 4- Moghanian A, Firoozi S, Tahriri M. Synthesis and in vitro studies of sol-gel derived lithium substituted 58S bioactive glass. *Ceramics International*. 2017;43(15):12835-12843.
- 5- Lu HH, El-Amin SF, Scott KD, Laurencin CT. Three-dimensional, bioactive, biodegradable, polymer-bioactive glass composite scaffolds with improved mechanical properties support collagen synthesis and mineralization of human osteoblast-like cells in vitro. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2003;64(3):465-474.
- 6- Ravarian R, Moztaarazadeh F, Solati Hashjin M, Rabiee SM, Khoshakhlagh P, Tahriri M. Synthesis, characterization and bioactivity investigation of bioglass/hydroxyapatite composite. *Ceramics International*. 2010;36(1):291-297.
- 7- Vichery C, Nedelec JM. Bioactive glass nanoparticles: From synthesis to materials design for biomedical applications. *Materials (Basel)*. 2016;9(4):288.
- 8- Moghanian A, Firoozi S, Tahriri M, Sedghi A. A comparative study on the in vitro formation of hydroxyapatite, cytotoxicity and antibacterial activity of 58S bioactive glass substituted by Li and Sr. *Materials Science and Engineering: C*. 2018;91:349-360.
- 9- Thompson ID, Hench LL. Mechanical properties of bioactive glasses, glass-ceramics and composites. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 1998;212(2):127-136.
- 10- Ashuri M, Moztaarazadeh F, Nezafati N, Ansari Hamedani A, Tahriri MR. Synthesis and evaluation of mechanical properties of hydroxyapatite/sol-gel derived bioactive glass particles composites. *Journal of Advanced Materials In Engineering*. 2012;31(1):57-72. [Persian]
- 11- Malysheva AY, Beletskii BI, Vlasova EB. Structure and properties of composite materials for medical

- 29- ASTM D5045-14. Standard test methods for plane-strain fracture toughness and strain energy release rate of plastic materials [Internet]. West Conshohocken: ASTM International; 2014 [Unknown Cited]. Available from: <https://www.astm.org/Standards/D5045.htm>
- 30- Rajabi H. Experimental and numerical investigations of crack propagation in dragonfly wing veins. *Amirkabir Journal of Mechanical Engineering*. 2016;48(2):179-186. [Persian]
- 31- Motamedi D, Mohammadi S. Fracture analysis of composites by time independent moving-crack orthotropic XFEM. *International Journal of Mechanical Sciences*. 2012;54(1):20-37.
- 32- Feulvarch E, Fontaine M, Bergheau JM. XFEM investigation of a crack path in residual stresses resulting from quenching. *Finite Elements in Analysis and Design*. 2013;75:62-70.
- 33- Ghaffari D, Rash Ahmadi S, Shabani F. XFEM simulation of a quenched cracked glass plate with moving convective boundaries. *Comptes Rendus Mécanique*. 2016;344(2):78-94.
- 34- Belytschko T, Black T. Elastic crack growth in finite elements with minimal remeshing. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*. 1999;45(5):601-620.
- 35- Pathak H, Singh A, Singh IV. Numerical simulation of bi-material interfacial cracks using EFGM and XFEM. *International Journal of Mechanics and Materials in Design*. 2012;8(1):9-36.
- 36- Entezari A, Roohani Esfahani I, Zhang Z, Zreiqat H, Dunstan CR, Li Q. Fracture behaviors of ceramic tissue scaffolds for load bearing applications. *Scientific Reports*. 2016;6:28816.
- 37- Khoei AR. *Extended finite element method: Theory and applications*. Hoboken: Wiley; 2015.
- 38- Rice JR. A path independent integral and the approximate analysis of strain concentrations by notches and cracks. *Journal of Applied Mechanics*. 1968;35(2):379-386.
- 39- Sethian JA. A fast marching level set method for monotonically advancing fronts. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1996;93(4):1591-1595.
- 40- Fett T. Stress intensity factors and weight functions for special crack problems. 1998 January. Report Number: FZKA-6025.
- 41- Wolfram U, Schwiedrzik J. Post-yield and failure properties of cortical bone. *Bonekey Reports*. 2016;5:829.
- 42- Gales RDR, Mills NJ. The plane strain fracture of polysulfone. *Engineering Fracture Mechanics*. 1974;6(1):93-98.
- 43- Krishnan V, Lakshmi T. Bioglass: A novel biocompatible innovation. *Journal of Advanced Pharmaceutical Technology and Research*. 2013;4(2):78-83.
- 44- Sansone V, Pagani D, Melato M. The effects on bone cells of metal ions released from orthopaedic implants: A review. *Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism*. 2013;10(1):34-40.
- 45- Roland L, Backhaus S, Grau M, Matena J, Teske M, Beyerbach M, et al. Evaluation of functionalized porous titanium implants for enhancing angiogenesis in vitro. *Materials*. 2016;9(4):304.
- 46- Bellucci D, Sola A, Anesi A, Salvatori R, Chiarini L, Cannillo V. Bioactive glass/hydroxyapatite composites: Mechanical properties and biological evaluation. *Materials Science and Engineering: C*. 2015;51:196-205.
- application. *Glass and Ceramics*. 2001;58(1):66-69.
- 12- Bertolla L, Chlup Z, Stratil L, Boccaccini AR, Dlouhý I. Effect of hybrid polymer coating of Bioglass® foams on mechanical response during tensile loading. *Advances in Applied Ceramics*. 2015;114:63-69.
- 13- Zhang K, Ma Y, Francis LF. Porous polymer/bioactive glass composites for soft-to-hard tissue interfaces. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2002;61(4):551-563.
- 14- Islam MT, Felfel RM, Abou Neel EA, Grant DM, Ahmed I, Hossain KMZ. Bioactive calcium phosphate-based glasses and ceramics and their biomedical applications: A review. *Journal of Tissue Engineering*. 2017;8: 2041731417719170.
- 15- Stanciu G, Sandulescu I, Savu B, Stanciu S, Paraskevopoulos K, Chatzistavrou X, et al. Investigation of the hydroxyapatite growth on bioactive glass surface. *Journal of Biomedical & Pharmaceutical Engineering*. 2007;1(1):34-39.
- 16- Wang M, Joseph R, Bonfield W. Hydroxyapatite-polyethylene composites for bone substitution: effects of ceramic particle size and morphology. *Biomaterials*. 1998;19(24):2357-2366.
- 17- Abu Bakar MS, Cheang P, Khor KA. Mechanical properties of injection molded hydroxyapatite-polyetheretherketone biocomposites. *Composite Science and Technology*. 2003;63(3-4):421-425.
- 18- Khang G, Lee HB, Park JB. Biocompatibility of polysulfone I. Surface modifications and characterizations. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 1995;5(4):245-258.
- 19- Teotia R, Verma SK, Kalita D, Singh AK, Dahe G, Bellare J. Porosity and compatibility of novel polysulfone-/vitamin E-TPGS-grafted composite membrane. *Journal of Materials Science*. 2017;52(20):12513-12523.
- 20- Wang M, Bonfield W. Chemically coupled hydroxyapatite-polyethylene composites: Structure and properties. *Biomaterials*. 2001;22(11):1311-1320.
- 21- Liao CJ, Chen C-F, Chen J-H, Chiang S-F, Lin Y-J, Chang K-Y. Fabrication of porous biodegradable polymer scaffolds using a solvent merging/particulate leaching method. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2001;59(4):676-681.
- 22- Oréfice R, Clark A, West J, Brennan A, Hench L. Processing, properties, and in vitro bioactivity of polysulfone-bioactive glass composites. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2007;80(3):565-580.
- 23- Roohani-Esfahani S-I, Newman P, Zreiqat H. Design and fabrication of 3D printed scaffolds with a mechanical strength comparable to cortical bone to repair large bone defects. *Scientific Reports*. 2016;6:19468.
- 24- Liu X, Rahaman MN, Hilmas GE, Bal BS. Mechanical properties of bioactive glass (13-93) scaffolds fabricated by robotic deposition for structural bone repair. *Acta Biomaterialia*. 2013;9(6):7025-7034.
- 25- Broek D. *Elementary engineering fracture mechanics*. Berlin: Springer Science & Business Media; 2012.
- 26- Turner CE. Fracture toughness and specific fracture energy: A re-analysis of results. *Materials Science and Engineering*. 1973;11(5):275-282.
- 27- Meyers MA, Kumar Chawla K. *Mechanical behavior of materials*. Cambridge: Cambridge University Press; 2008.
- 28- Hashemi SH, Kymyabakhsh M. Experimental and numerical determination of fracture toughness in gas pipeline steel of grade API X65. *Amirkabir Journal of Mechanical Engineering*. 2013;45(2):1-9. [Persian]