



Semnan University

Journal of Modeling in Engineering

Journal homepage: <https://modelling.semnan.ac.ir/>

ISSN: 2783-2538



Research Article

Optimization of Composite Distal Radius Fixture Using Continuum Damage Mechanics

Milad Khalilian^{a,*}, Mohammad Mashayekhi^a

^a Department of Mechanical Engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan, Iran

PAPER INFO

Paper history:

Received: 29 May 2022

Revised: 18 March 2023

Accepted: 19 August 2023

Keywords:

Homogenization,
Damage mechanics,
Short fiber composite,
Composite fixture.

ABSTRACT

With the increasing use of composites in medicine, the use of biocompatible composites of short fibers as fixtures for broken bones has also found its place. This paper uses damage mechanics to optimize a composite fixture for a wrist fracture - a fracture of the distal radius - to delay damage in the fixture. To model the fixture behavior, a model with two stages of homogenization as well as continuous Lemaitre damage is used to predict the damage. In this modeling, Mori-Tanaka homogenization is used to homogenize the grain hardness modulus and the Voight model is used for homogenizing the composite. The introduced algorithm for the numerical implementation of the two-stage homogenization model could easily be used to predict damage in other short fiber composites. After verifying the model presented in a valid fixture, the geometric shape of this fixture has been optimized. The research results show the proposed model; It is an efficient model for predicting damage in short fiber composite plates and can be used to optimize fixtures without clinical and experimental tests.

DOI: <https://doi.org/10.22075/jme.2023.27297.2284>

© 2023 Published by Semnan University Press.

This is an open access article under the CC-BY 4.0 license. (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

* Corresponding author.

E-mail address: m.mkhalilian@gmail.com

How to cite this article:

Khalilian, M., & Mashayekhi, M. (2023). Optimization of composite distal radius fixture using continuum damage mechanics. *Journal of Modeling in Engineering*, 21(75), 255-267. doi: 10.22075/jme.2023.27297.2284

بهینه‌سازی تثبیت‌کننده زند زبرین کامپوزیتی با رهیافت مکانیک آسیب پیوسته

میلاذ خلیلیان^{۱*}، محمد مشایخی^۲

اطلاعات مقاله	چکیده
دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۰۳/۰۸ بازنگری مقاله: ۱۴۰۱/۱۲/۲۷ پذیرش مقاله: ۱۴۰۲/۰۵/۲۸	با افزایش کاربرد کامپوزیت‌ها در پزشکی، استفاده از کامپوزیت‌های زیست سازگار الیاف کوتاه به عنوان تثبیت‌کننده استخوان شکسته شده جای خود را نیز باز کرده است. در این مقاله با استفاده از مکانیک آسیب یک تثبیت-کننده کامپوزیتی برای شکستگی ناحیه مچ دست-شکستگی زند زبرین یا دیستال رادیوس- برای به تعویق انداختن شکست در تثبیت‌کننده بهینه‌سازی می‌شود. برای مدل‌سازی رفتار تثبیت‌کننده، از یک مدل با دو مرحله همگن‌سازی و همچنین آسیب پیوسته لمتر برای پیش‌بینی آسیب استفاده می‌شود. در این مدل‌سازی از همگن‌سازی موری-تاناکا برای همگن کردن مدول سختی دانه‌ها و از مدل وویت برای همگن‌سازی کامپوزیت سود برده می‌شود. الگوریتم معرفی شده برای پیاده‌سازی عددی مدل دو مرحله‌ای همگن‌سازی به راحتی می‌تواند برای پیش‌بینی شکست در سایر کامپوزیت‌های الیاف کوتاه نیز مورد استفاده قرار گیرد. پس از راستی‌آزمایی مدل ارائه شده در یک تثبیت‌کننده معتبر، به بهینه‌سازی شکل هندسی این تثبیت‌کننده پرداخته می‌شود. نتایج پژوهش نشان می‌دهد مدل ارائه شده؛ یک مدل کارآمد برای پیش‌بینی شکست در پلاک‌های کامپوزیتی الیاف کوتاه است و می‌توان از این مدل برای بهینه‌سازی تثبیت‌کننده‌ها بدون آزمون‌های بالینی و تجربی استفاده کرد.
واژگان کلیدی: همگن‌سازی، مکانیک آسیب، کامپوزیت الیاف کوتاه، تثبیت‌کننده کامپوزیتی.	

DOI: <https://doi.org/10.22075/jme.2023.27297.2284>

© 2023 Published by Semnan University Press.

This is an open access article under the CC-BY 4.0 license. (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

۱-مقدمه^۱
است که با موفقیت بالینی مورد استفاده قرار گرفته‌اند ولی هزینه بالای ساخت این صفحات و کاهش سرعت بهبود استخوان به دلیل اثرات تنش محافظ از مشکلات آن‌ها است. یکی دیگر از معایب کاشت‌های فلزی در ارزیابی‌های پرتوشناسی است که تخمین درصد بهبودی پیوند را با چالش روبرو می‌کند. از این رو استفاده از کامپوزیت‌های الیاف کوتاه برای تثبیت‌کننده داخلی به عنوان جایگزین روش سنتی یعنی استفاده از کاشت‌های فلزی مورد استقبال قرار گرفته است [۲].

کامپوزیت‌های پلی اتر کتون^۲ یا به اختصار پیک^۳ با تقویت‌کننده‌های کربنی از بهترین گزینه‌ها برای استفاده

کامپوزیت‌های الیاف کوتاه در دهه‌های اخیر در پزشکی کاربرد فراوانی پیدا کرده‌اند. این مواد با مدول الاستیک کمتر نسبت به فلزات، با انتقال بهتر تنش به سطح استخوان، ترمیم سریع‌تر استخوان و کوتاه شدن دوره بهبود را به دنبال دارند. نزدیکی مدول الاستیک و سختی این مواد به استخوان باعث کاهش اثرات تنش محافظ و در نتیجه کاهش دوره درمان خواهد شد [۱]. از مهم‌ترین دلایل محبوبیت کامپوزیت‌های الیاف کوتاه می‌توان به عدم محدودیت‌های کاشت فلزی و نزدیکی مدول الاستیک آن‌ها به مدول استخوان اشاره کرد. البته پلاک‌های فلزی سال‌ها

۱. استاد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان

*پست الکترونیک نویسنده مسئول: m.mkhalilian@gmail.com

۱. کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان

^۲ Poly Eter Eter Keton

^۳ PEEK

استناد به این مقاله:

کاربردهای پزشکی بیشتر به صورت تجربی انجام شده است. برای اولین بار در سال ۱۹۸۵ گلیت و همکاران [۶] استفاده از کامپوزیت‌های الیاف کوتاه در تثبیت کننده‌های استخوان مورد بررسی قرار دادند. آنها پس از انجام آزمایش‌های گوناگون دریافتند کامپوزیت پیک با تقویت کننده‌های کربنی، انتخابی کارآمد برای تثبیت کننده‌های استخوانی است. میتجل و همکاران [۷] با ارائه چند آزمون تجربی به مقایسه تثبیت کننده‌ها فلزی و کامپوزیتی پرداختند و نشان دادند عملکرد کامپوزیت‌های الیاف کوتاه ساخته شده از پیک با تقویت کننده کربنی بسیار رضایت‌بخش است. پژوهش‌های دیگری نیز با مطرح کردن چالش اصلی که در پلاک‌های کامپوزیتی هست، به بررسی سختی کامپوزیت با استفاده از آزمون‌های خمشی و یا در بارگذاری‌های خستگی پرداخته‌اند. از جمله از این پژوهش‌های می‌توان به پژوهش لسماکی و همکاران [۸] اشاره کرد. در این پژوهش با استفاده از آزمون‌های خمشی و یا در بارگذاری‌های خستگی به بررسی سختی تثبیت کننده کامپوزیت پرداخته‌اند. در این پژوهش تجربی به عملکرد و محاسبه سختی در تثبیت کننده‌های سگ‌های کوچک مختلف شامل تثبیت کننده‌های فلزی مانند تیتانیوم و استیل و همچنین تثبیت کننده‌های کامپوزیت‌های الیاف کوتاه و لایه‌ای در آزمون‌های خمشی و خستگی پرداخته‌اند و نشان دادند نمونه‌های کامپوزیتی با موفقیت آزمون‌های تجربی را پشت‌سر می‌گذارند. موگنایی و همکاران [۹] نیز برای بررسی آسیب در تثبیت کننده‌های کامپوزیتی الیاف کوتاه ساخته شده شرکت لیما برای مچ درست انسان با نمونه‌های فلزی شامل فلز ضدزنگ و تیتانیوم به صورت تجربی آزمایش‌هایی انجام دادند. آن‌ها نیز همانند پژوهش لسماکی، با طرح آزمون‌های خمشی بر روی استخوان مصنوعی به بررسی عملکرد این سه نوع تثبیت کننده پرداختند. پس از انجام آزمون‌ها دریافتند با این که استحکام تثبیت کننده کامپوزیتی از بقیه کمتر است ولی مدول سختی بدست آمده به استخوان بسیار نزدیک است که این مساله باعث کاهش اثرات تنش محافظ و در نتیجه بهبود بهتر استخوان خواهد شد. دیمایو و همکاران [۱۰] با استفاده از پلاک کامپوزیتی الیاف کوتاه پیک با تقویت کننده کربنی به بررسی روند بهبود در نتایج رادیولوژی و پرتوشناسی پرداختند. آن‌ها دریافتند پلاک کامپوزیتی پیک یک نمونه موثر برای درمان شکستگی‌های پیچیده مچ دست است. پروگیا و همکاران

در تثبیت کننده‌ها هستند [۳]. بررسی آسیب در این کامپوزیت‌ها در شرایط واقعی بارگذاری از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. برای بررسی آسیب می‌توان از آزمون‌های بالینی، آزمون‌های مکانیکی خمش سه نقطه‌ای و چهار نقطه‌ای و با استفاده از روش مدل‌سازی چقرمگی شکست [۴]، استفاده کرد. چالش اصلی وجود هندسه‌های متفاوت در تثبیت کننده‌های استخوانی است که برای هر هندسه، آزمون مجزای تجربی و بالینی نیاز است که زمان‌بر و هزینه بالایی را به دنبال دارد. از این رو ارائه یک مدل عددی با رویکرد مکانیک آسیب امکان پیش‌بینی رفتار تثبیت کننده‌های استخوانی تا شکست نمونه را در شرایط واقعی فراهم می‌سازد. مدل‌های موجود با رویکرد آسیب در کامپوزیت‌های تقویت شده با الیاف کوتاه؛ پدیدارشناختی و در مقیاس ماکروسکوپی هستند و بر اساس برخی از فرض‌های میکرومکانیکی ساده کننده، بنا شده‌اند. در رویکردهای پدیدارشناختی ماکروسکوپی بررسی آسیب بدون در نظر گرفتن مکانیزم‌های آسیب در مقیاس میکروسکوپی نظیر جوانه‌زنی ریزحفره‌ها و ریزترک‌ها در نظر گرفته می‌شود. در این رویکردها اگر تغییری در هر خاصیت میکروسکوپی ایجاد شود لازم است پارامترهای مدل آسیب مجدداً استخراج شوند. برخلاف مدل‌های پدیدارشناختی، مدل‌های میکرومکانیکی توصیفی از رفتار ماده در سطح میکروسکوپی ارائه می‌دهند. به عبارت دیگر آسیب با در نظر گرفتن رفتار ماده در مقیاس پایین‌تر مورد ارزیابی قرار می‌گیرد و در رویکردهای میکرومکانیکی مدل توانایی توضیح و پیش‌بینی پدیده‌های پیچیده‌تر آسیب بدون تغییر در پارامترهای آسیب را دارند [۵].

در این مقاله برای بررسی و پیش‌بینی آسیب در پلاک‌های کامپوزیتی پیک با تقویت کننده‌های کربنی، از مدل آسیب کمتر با رویکرد چند مقیاسی میکرومکانیکی استفاده شده است. یکی از چالش‌های این مدل‌سازی، تاثیر آسیب بر کامپوزیت با ناهمگنی توزیع الیاف است که توزیع تنش ناهمگن در کامپوزیت را به همراه دارد. برای رفع این نقیصه از همگن‌سازی میدان متوسط برای رسیدن به میدان‌های همگن تنش و کرنش استفاده شده است. روش‌های همگن‌سازی پاسخ قابل قبولی برای رفتار کامپوزیت ارائه می‌دهند که نیاز به تخمین دقیق میدان کرنش و تنش در اطراف الیاف ندارند.

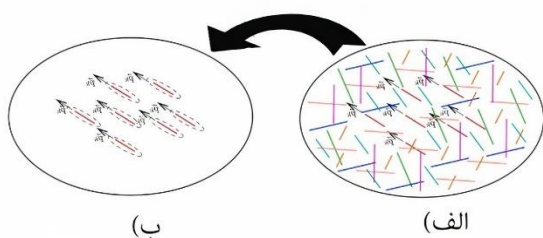
پژوهش‌های قبلی در زمینه کامپوزیت‌های الیاف کوتاه با

کامپوزیت در این مدل‌سازی توصیف می‌شود. پس از تبیین مدل دو مرحله‌ای همگن‌سازی با طرح دو نمونه کاربردی برای تثبیت‌کننده مچ دست صحت مدل ارائه شده مورد بررسی قرار می‌گیرد و در پایان به بهینه‌کردن تثبیت‌کننده پرداخته خواهد شد.

۲- مدل‌سازی رفتار کامپوزیت

۲-۱- مدل دو مرحله‌ای همگن‌سازی

برای بررسی آسیب در کامپوزیت الیاف کوتاه از یک مدل دو مرحله‌ای همگن‌سازی بهره برده شده است. مدل‌های مبتنی بر همگن‌سازی میدان متوسط^۶ برای این کلاس از کامپوزیت‌ها مناسب هستند و توازن مناسبی بین دقت و هزینه محاسباتی وجود دارد. در روش همگن‌سازی میدان متوسط هدف یافتن رابطه تنش- کرنش ماکروسکوپی با در نظر گرفتن مقادیر میانگین میدان‌های مختلف (در اینجا همگن‌سازی مدول‌های سختی فازها) در هر فاز از یک ماده ناهمگن است [۱۴]. در این مقاله با استفاده از مدل دو مرحله‌ای همگن‌سازی به بررسی آسیب در این تثبیت‌کننده‌ها پرداخته شده است. در این مدل‌سازی می‌توان برای بارگذاری مختلف تثبیت‌کننده بدون آزمون‌های بالینی به بررسی سختی و آسیب تثبیت‌کننده‌ها در شرایط واقعی پرداخت. در مدل دو مرحله‌ای همگن‌سازی به کمک مقیاس ماکرومیکرو، آسیب در کامپوزیت الیاف کوتاه مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. با در نظر گرفتن یک حجمک نماینده^۵ فرضی از ماده که در آن الیاف به صورت تصادفی با طول‌های مختلف، در نظر گرفته می‌شوند؛ حجمک نماینده به قسمت‌های مختلفی با توجه به تابع توزیع جهت‌گیری الیاف^۶ (ODF) و تابع توزیع طول الیاف^۷ (LDF) تقسیم می‌شود (شکل ۱) [۱۵].



شکل ۱- الف) حجمک نماینده با توزیع الیاف به صورت تصادفی، ب) تعدادی از این الیاف که دارای ODF و LDF یکسان هستند در یک خانواده قرار داده شده است.

[۱۱] به ارزیابی نتایج بالینی و رادیولوژی برای تثبیت‌کننده الیاف کوتاه پیک پرداختند. آن‌ها با مطالعه ۳۰ بیمار با شکستگی مچ، دریافتند پلاک‌های کامپوزیتی الیاف کوتاه پیک با تقویت‌کننده‌های کربنی کاندیدای مناسب از نظر پارامترهای رادیوگرافی هستند. سعید پور و همکاران [۱۲] به بررسی تنش‌های پسماند با استفاده از روش اجزای محدود در تثبیت‌کننده‌های تیتانیومی و کامپوزیتی با الیاف کوتاه و الیاف بلند پرداختند. پس از بررسی شرایط اعمال نیرو دریافتند کامپوزیت‌های الیاف کوتاه به دلیل ساختار آن‌ها، تنش در پلاک یکنواخت‌تر از سایر پلاک‌های مورد ارزیابی بوده و انتخاب مناسبی برای استفاده در بدن هستند. پژوهش‌های پیشین برای بررسی آسیب پلاک‌های کامپوزیتی الیاف کوتاه با تمرکز بر پژوهش‌های تجربی و بالینی انجام شده‌اند. این رویکرد؛ نیازمند آزمون‌های فراوانی است که باید برای بررسی آسیب در این پلاک‌ها صورت پذیرند و هزینه و زمان زیادی را طلب می‌کنند. از این رو فقدان یک راهکار پیش‌بینی آسیب و استحکام این پلاک‌ها با هندسه‌های متفاوت بسیار محسوس است. اگرچه تئوری‌های موفقیت‌آمیز برای پیش‌بینی استحکام کامپوزیت‌های الیاف بلند یا الیاف کوتاه با جهت‌گیری یک طرفه ایجاد شده‌اند؛ ولی نظریه‌های پیش‌بینی استحکام کامپوزیت‌های الیاف کوتاه سه بعدی با جهت‌گیری تصادفی، بسیار محدود هستند. از این رو در این پژوهش؛ به بررسی آسیب در پلاک کامپوزیتی الیاف کوتاه با جهت‌گیری تصادفی با رهیافت بر مکانیک آسیب پرداخته شده است. کامپوزیت مورد بررسی؛ کامپوزیت پلی اتر کتون به اختصار پیک با تقویت‌کننده الیاف کوتاه کربنی با آرایش تصادفی است.

در این مقاله ابتدا یک مدل برای بررسی آسیب در کامپوزیت‌های الیاف کوتاه اختیار می‌شود. مدل انتخابی؛ مدل دو مرحله‌ای همگن‌سازی است و با توجه به آسیب در مود غالب (یعنی شکست رزین) از مدل آسیب کمتر استفاده شده است. البته باید خاطر نشان کرد تاثیر مود جدایش الیاف از رزین ناچیز است ولی می‌توان آن را نیز در نظر گرفت [۱۳]. الگوریتم پیاده‌سازی مدل آسیب کمتر برای کامپوزیت الیاف کوتاه با رویکرد همگن‌سازی به تفصیل مورد بررسی قرار می‌گیرد و ارتباط آسیب و پاسخ رفتاری

⁶ Distribution of Fibers Orientation

⁷ Distribution of Fiber Lengths

⁴ Mean Field Homogenization (MFH)

⁵ Representative Volume Element (RVE)

می‌توان رابطه تنش- کرنش را به دست آورد. به عبارت دیگر همگن کردن مدول سختی در ماتریس و آخال‌ها (در اینجا همگن کردن مدول سختی ماتریس آسیب دیده با آخال‌های موجود مورد نظر است) برای استخراج پاسخ کلی کامپوزیت صورت می‌گیرد. در همگن‌سازی میدان متوسط کامپوزیت به دو بخش ماتریس و آخال همراه با پیوندهای کامل بین الیاف و ماتریس محدود می‌شود. به عبارت دیگر کامپوزیت را می‌توان به دو فاز الیاف و رزین تقسیم بندی نمود. در هر فاز با همگن کردن مدول سختی، می‌توان یک رابطه تنش- کرنش در مقیاس میکروسکوپی برای کامپوزیت به دست آورد و به کمک این رابطه می‌توان به بررسی آسیب در کامپوزیت پرداخت. در اینجا الیاف با رفتار الاستیک خطی در نظر گرفته می‌شوند و رفتار ماتریس به صورت تئوری J_2 الاستیک- پلاستیک در نظر گرفته شده است. در بیشتر معیارهای همگن‌سازی میدان متوسط بر اساس معادلات اشلبی استوار است [۱۸]. این معادلات با در نظر گرفتن میانگین نرخ کرنش و تنش با استفاده از معادلات همگن‌سازی موری-تاناکا [۱۹] ارایه شده است که در آن برای معادلات گامی از معادلات هیل استفاده می‌شود [۲۰]. در این معادلات؛ زمینه کامپوزیت با یک ماده معادل فرضی جایگزین می‌شود، که ماده جایگزین دارای خواص یکنواخت برای ماتریس سختی است (تانسور مرجع) و پاسخ آن با توجه رابطه تنش- کرنش گامی محاسبه می‌شود. در این حل با استفاده از تانسور مرجع که از معادلات هیل به دست می‌آید، برای برقراری رابطه کرنش در فاز ماتریس با آخال از تانسور مرتبه چهارم تمرکز کرنش اشلبی^۸ (B^E) استفاده شده است [۱۴].

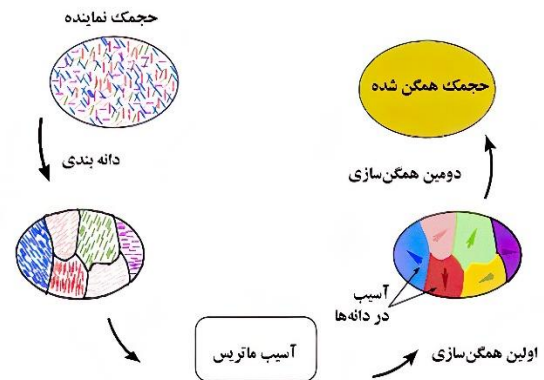
$$\langle \epsilon \rangle_I = B^E : \langle \epsilon \rangle_M \quad (1)$$

$\langle \epsilon \rangle_M$ میانگین کرنش برای ماتریس و $\langle \epsilon \rangle_I$ میانگین کرنش برای آخال است. اندیس‌های M و I به ترتیب بیانگر فاز ماتریس و آخال است. تانسور تمرکز کرنش از رابطه ۲ محاسبه می‌شود [۱۴]:

$$B^E = [I - P(c_0 - c_1^{-1})]^{-1}; P = \xi c_0^{-1} \quad (2)$$

که c_0 ، c_1 به ترتیب مدول سختی ماتریس و آخال، P تانسور هیل، ξ تانسور اشلبی هستند که دو تانسور به نسبت ابعاد آخال و مدول سختی مرجع ماتریس وابستگی دارند.

با توجه به شکل (۱) هر یک از خانواده‌هایی را که دارای جهت و اندازه یکسان الیاف (ODF و LDF) هستند یک دانه نامیده می‌شوند. پس از دانه‌بندی، در هر یک از دانه‌ها الیاف با آرایش و طول یکسان در نظر گرفته می‌شوند. سپس در دو مرحله همگن‌سازی و با در نظر گرفتن آسیب، رفتار ماده مورد ارزیابی قرار می‌گیرد (شکل ۲).



شکل ۲- نمای از فرایند دو مرحله‌ای همگن‌سازی

آسیب در کامپوزیت ناشی از سازوکارهای پیچیده از جمله بیرون کشیدگی الیاف از رزین، شکست رزین و شکست الیاف است. مود غالب در اینجا، شکست رزین در نظر گرفته شده است. همان‌طور که در شکل (۲) مشاهده می‌شود، پس از دانه‌بندی الیاف، ابتدا به بررسی آسیب اعمال شده در زمینه و معادلات عددی آن پرداخته می‌شود. در مرحله اول همگن‌سازی با استفاده از همگن‌سازی میدان متوسط به روش موری-تاناکا، توزیع تنش در هر دانه - که الیاف آن دانه، دارای شکل و جهت یکسان در فاز ماتریس آسیب دیده است، محاسبه می‌شود. در مرحله دوم همگن‌سازی، با استفاده از مدل همگن‌سازی وویت- که یک مدل ساده برای همگن کردن ماده ناهمگن است [۱۶]. دانه‌ها در حجمک کل همگن شده و مدول سختی کلی و پاسخ کامپوزیت در شرایط بارگذاری به دست می‌آید.

۲-۲ همگن‌سازی میدان متوسط

هدف از همگن‌سازی پیش‌بینی خواص موثر مواد ناهمگن با استفاده از اطلاعات ریزساختار زمینه مانند شکل، جهت گیری، کسر حجمی و خصوصیات اجزای تشکیل دهنده آن است [۱۷]. هدف اصلی همگن‌سازی میدان متوسط پیدا کردن میانگین مدول سختی کامپوزیت است و به دنبال آن

⁸ strain concentration tensor

$$\sigma_{ij}^{tr} = \sigma_{ij}^n + d\sigma_{ij}^{tr} \quad (۸)$$

$$d\sigma_{ij}^{tr} = C_{ijkl}(1 - D_n)\Delta\varepsilon_{kl} \quad (۹)$$

۲- محاسبه سطح تسلیم با تنش‌های آزمایشی [۲۱].

$$f^{tr} = \frac{\sigma_{eq}^{tr}}{1 - D_n} - [\sigma_0 + R(\alpha)] \quad (۱۰)$$

σ_{eq}^{tr} برابر با $\sqrt{2/3} S_{ij} S_{ij}$ که S قسمت انحرافی تانسور تنش آزمایشی و $R(\alpha)$ سخت شوندگی همسانگرد است.

۳- اگر $f^{tr} < 0$ در این صورت فرض رفتار الاستیک برقرار و تانسور تنش آزمایشی برابر با تانسور تنش در زمان t_{n+1} و $D_n = D_{n+1}$ و $d\lambda = 0$ خواهند بود. در غیر این صورت تغییر شکل پلاستیک اتفاق می‌افتد.

۴- در صورت بروز تغییر شکل پلاستیک: محاسبه سطوح تسلیم و آسیب [۲۱].

$$f_Y = \frac{\sigma_{eq}}{1 - D_{n+1}} - [\sigma_0 + R(\alpha_n + d\lambda)] \quad (۱۱-الف)$$

$$f_D = D_{n+1} - D_n - \frac{d\lambda}{1 - D_{n+1}} \left(\frac{-Y}{r}\right)^s \quad (۱۱-ب)$$

۵- محاسبه باقیمانده برای سطوح تسلیم و آسیب به صورت $\sqrt{f_Y^2 + f_D^2}$ [۲۱].

$$R = \sqrt{f_Y^2 + f_D^2} \quad (۱۲)$$

۷- اگر $R \leq Tol$ برقرار باشد تانسور تنش و سایر متغیرها به‌روزرسانی می‌شوند [۲۱]:

$$\sigma_{n+1} = \sigma^{tr} - (1 - D_{n+1})C : d\varepsilon^{pl} \quad (۱۳-الف)$$

$$\alpha_{n+1} = \alpha_n + d\lambda \quad (۱۳-ب)$$

۸- در غیر این صورت معادلات ۱۱ برای رسیدن به $R \leq Tol$ با روش نیوتون-رافسون حل می‌شوند و سپس تانسور تنش و سایر متغیرها به‌هنگام می‌شوند.

۴-۲- پیاده‌سازی عددی مدل دو مرحله‌ای همگن‌سازی

برای پیاده‌سازی عددی مدل دو مرحله‌ای همگن‌سازی؛ ابتدا با فرض بروز مود غالب آسیب؛ یعنی آسیب در زمینه کامپوزیت، آسیب در زمینه محاسبه می‌شود. در گام بعدی با نخستین مدل همگن‌سازی یعنی همگن‌سازی میدان متوسط با معادلات موری-تاناکا، دانه‌بندی فرضی انجام می‌شود. برای هر دانه، با فرض برابری جابجایی‌های دانه‌ها

رابطه کلی برای بدست آوردن تانسور سختی همگن‌سازی متوسط در رابطه (۳) آمده است [۱۵].

$$\langle C \rangle = [v_I c_I : B^E + (1 - v_I) c_M] [v_I B^E + (1 - v_I) I]^{-1} \quad (۳)$$

v_I نسبت ابعاد آخال، c_M و c_I به ترتیب مدول سختی برای آخال و ماتریس، هستند. با محاسبه مدول سختی کل از رابطه (۳) به راحتی می‌توان پاسخ کلی کامپوزیت را محاسبه کرد.

۲-۳- مدل آسیب لمتر و پیاده‌سازی عددی

آسیب یک فرآیند مکانیکی بازگشت‌ناپذیر است که باعث زوال ماده می‌شود. در تغییر شکل معمولاً آسیب در محل ریزحفره‌ها و آخال‌های ماده رشد کرده و با به هم پیوستن ریزحفره‌ها تضعیف ماده حاصل می‌شود [۲۱]. در این مقاله برای پیش‌بینی آسیب در زمینه کامپوزیت از مدل آسیب لمتر استفاده شده است. با در نظر گرفتن آسیب در زمینه کامپوزیت، بروز آسیب احتمالی پیش‌بینی می‌شود. رابطه رشد آسیب و رشد سخت شوندگی همسانگرد به صورت زیر است [۲۱].

$$\dot{D} = \frac{d\lambda}{1 - D} \left(\frac{-Y}{r}\right)^s \quad (۴)$$

$$\dot{\alpha} = d\lambda \quad (۵)$$

$d\lambda$ یک پارامتر اسکالر و مثبت است و از شرایط سازگاری بدست می‌آید. نرخ سخت شوندگی همسانگرد و \dot{D} نرخ رشد آسیب است. همچنین r و s ثوابت آسیب هستند و به وسیله تغییرات مدول الاستیسیته از آزمون کشش به دست می‌آیند. Y نرخ رهایی آسیب است و از رابطه زیر محاسبه می‌شود [۲۱].

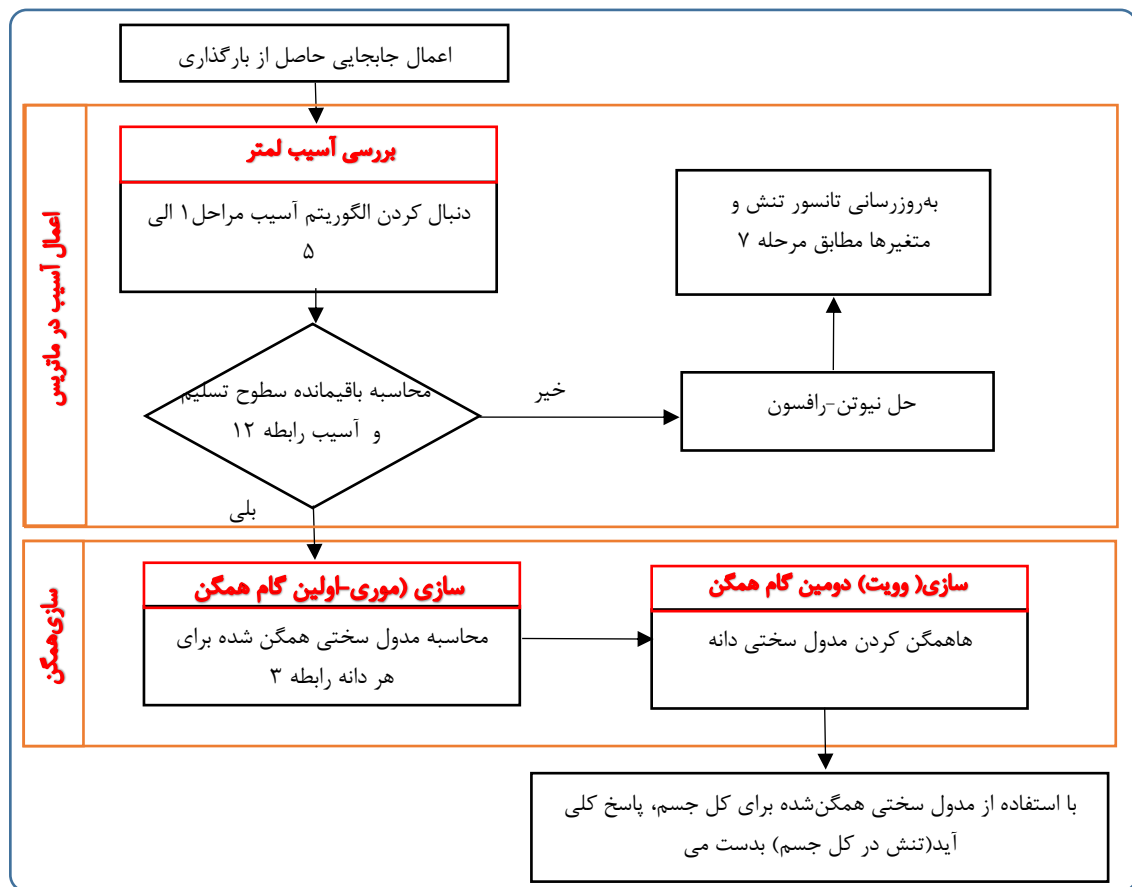
$$-Y = \frac{\sigma_{eq}^2}{2E(1 - D)^2} \left[\frac{2}{3}(1 + \nu) + 3(1 - 2\nu) \left(\frac{\sigma_H}{\sigma_{eq}}\right)^2 \right] \quad (۶)$$

R تابع کارسختی همسانگرد و σ_0 تنش تسلیم اولیه ماده است. برای پیاده‌سازی مدل آسیب در زمان t_n تنش برابر با (σ_{ij}^n) ، گام کرنش برابر با $(\Delta\varepsilon_{ij})$ و آسیب D_n معلوم فرض می‌شوند. مراحل محاسبه تنش و آسیب در زمان t_{n+1} در الگوریتم زیر آمده است:

۱- با فرض پیش‌بینی رفتار الاستیک؛ تنش‌های آزمایشی محاسبه می‌شوند [۲۱].

گام همگن‌سازی با استفاده از معادلات وویت دانه‌ها برای تعیین رفتار کلی زمینه، همگن می‌شوند (شکل ۳).

با جابجایی کل جسم، و شرایط تنش در هر دانه، مدول سختی همگن شده برای هر دانه محاسبه می‌شود. در دومین



شکل ۳- مراحل پیاده‌سازی دو مرحله‌ای همگن‌سازی

همگن کردن مدول سختی همراه با در نظر گرفتن آسیب برای کل جسم؛ اکنون می‌توان رفتار جسم یعنی روابط تنش- کرنش ماکروسکوپی را به دست آورد.

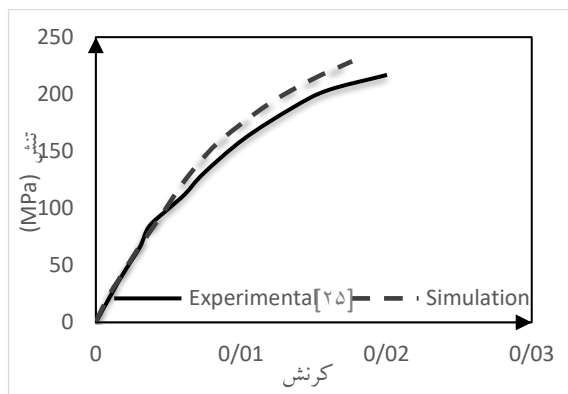
۳- مطالعه تثبیت کننده زنده زیرین

در این بخش؛ تخمین آسیب و بهینه‌سازی هندسی تثبیت کننده زنده زیرین ساخته شده از کامپوزیت الیاف کوتاه بررسی می‌شود. به دلیل شکستگی‌های متنوع در ناحیه میچ دست، تثبیت کننده‌های آن دارای هندسه‌های متفاوتی هستند. همچنین به دلیل کاشت این تثبیت کننده در قسمت فوقانی بدن نیاز به خارج کردن آن پس از بهبودی نیست. در این بخش؛ رفتار تثبیت کننده‌های کامپوزیتی در بارگذاری برای کاربردهای حیوانی و انسانی با استفاده از مدل ارزیابی شده مورد آزمایش قرار می‌گیرند. پس از تایید توانایی و صحت‌سنجی مدل ارزیابی شده، به بهینه‌سازی هندسی یک تثبیت کننده زنده زیرین تجاری محصول شرکت لیما ایتالیا با رویکرد کاهش آسیب در آن پرداخته

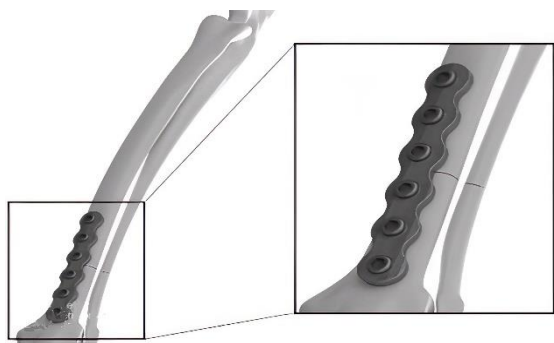
مطابق شکل (۳)، مراحل مدل دو مرحله‌ای همگن‌سازی از دو بخش آسیب و همگن‌سازی تشکیل شده است. برای آسیب در گام نخست با اعمال جابجایی که ناشی از بارگذاری است، آسیب احتمالی در ماتریس محاسبه می‌شود. پس از محاسبه آسیب در ماتریس؛ برای تعیین رفتار کلی کامپوزیت نیاز به همگن‌سازی مدول سختی فازهای ماتریس و آخال و در ادامه همگن‌سازی کل دانه‌ها با حجمک فرضی برای کل جسم است. از این رو در گام نخست همگن‌سازی با تقسیم دانه‌های فرضی که دارای جهت و اندازه یکسان الیاف هستند، هر یک از دانه‌ها را با استفاده از معادلات همگن‌سازی موری-تاناکا (رابطه ۳)، همگن می‌شوند. در گام دوم همگن‌سازی باید مدول هر یک از دانه‌های همگن‌شده، در حجمک فرضی کل همگن می‌شود. در این گام با توجه به سادگی مساله از همگن‌سازی وویت استفاده شده است. در این همگن‌سازی تانسور تمرکز کرنش برابر با تانسور یکه فرض می‌شود (رابطه ۳). پس از

خواهد شد.

نیاز به آزمایش‌هایی حیوانی است. از این رو به دلیل ساختار کوچک و آسیب‌پذیری مچ دست سگ‌های کوچک این نمونه برای صحت‌سنجی مدل عددی انتخاب شده است.

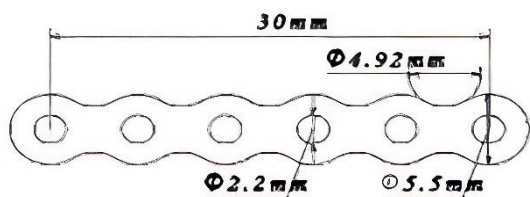


شکل ۴- نمودار تنش-کرنش با مدل دو مرحله‌ای همگن‌سازی و مقایسه آن با آزمون تجربی



شکل ۵- نمای شماتیک تثبیت کننده استخوان مچ دست سگ‌های کوچک [۸]

برای تعیین رفتار مکانیکی این تثبیت کننده، آزمون‌های خمش سه نقطه‌ای و چهار نقطه‌ای روی آن انجام شده است. در آزمون خمش سه نقطه‌ای حداکثر تنش خمشی در محل بارگذاری و در آزمون خمش چهار نقطه‌ای، حداکثر تنش خمشی بین نقاط بارگذاری ایجاد می‌شوند. آزمون خمش چهار نقطه‌ای و سه نقطه‌ای روی تثبیت کننده دیستال رادیوس با شش سوراخ و ابعاد شکل (۶)، مورد شبیه‌سازی قرار گرفته است.



شکل ۶- ابعاد تثبیت کننده دیستال رادیوس برای سگ‌های کوچک

۳-۱- تثبیت کننده زنده زیرین حیوانی

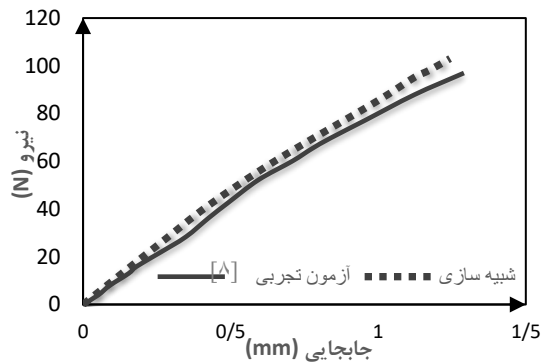
یکی از ارکان مهم در مدل‌سازی تعیین پارامترهای مدل آسیب مورد استفاده برای کامپوزیت است. از آنجا که مدل آسیب کمتر به همراه سخت شوندگی همسانگرد استفاده شده است؛ با توجه به رابطه ۵ پارامترهای مدل آسیب کمتر، پارامترهای r و s هستند. پارامترهای مدل آسیب با توجه به آزمون‌های تجربی روی پلیمر پیک [۲۲] به دست آمده‌اند. برای این هدف؛ با استفاده از استاندارد ASTM D 695 چند مدل اجزای محدود از پلیمر پیک ساخته شد و هر نمونه، تحت بارگذاری فشاری تک محوره قرار گرفت. سپس با توجه به رابطه ۵ پارامترهای r و s به نحوی تغییر داده شد که بیشترین انطباق در نتایج حاصل گردد (احسان شاهی و همکاران [۲۳]). یکی دیگر از پارامترهای مورد نیاز جهت تخمین آسیب احتمالی، پارامترهای مربوط به سخت شوندگی همسانگرد است. از این رو با توجه به رابطه ۱۱-الف پارامترهای A و B با استفاده از آزمون تجربی فی چن و همکاران [۲۴] استخراج شده‌اند. در این مرحله نیز برای بدست آوردن پارامترها، از روش برازش منحنی استفاده شده است. در جدول ۱ پارامترهای مدل آسیب و سخت شوندگی برای رزین پیک آمده است.

جدول ۱- مقادیر ثوابت آسیب و سخت شوندگی رزین پیک

ثوابت	s	r (MPa)	B	A (MPa)
مقادیر	۱	۱۷	۰/۰۳۵	۱۳۲

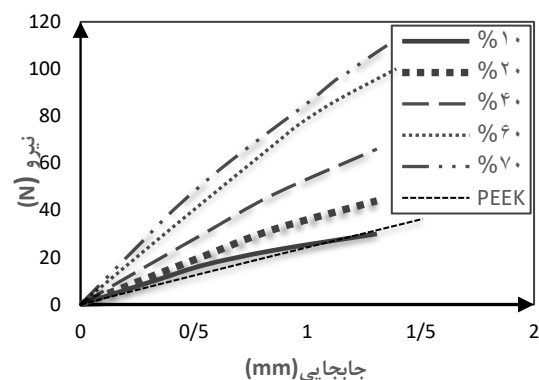
پس از محاسبه پارامترها، برای صحت‌سنجی پیاده‌سازی انجام شده یعنی استفاده از همگن‌سازی دو مرحله‌ای موری-تاناکا از آزمون تجربی گریکا و همکاران [۲۵] استفاده شد. آن‌ها نمونه‌ای را با توجه به استاندارد ASTM D 695 تحت آزمون فشار قرار دادند و نمودار تنش-کرنش را استخراج کردند. مقایسه نمودار تنش-کرنش تجربی گریکا و همکاران با مدل پیاده‌سازی شده همراه با پارامترهای محاسبه شده، نشان می‌دهد مدل پیاده‌سازی شده از دقت خوبی برخوردار است (شکل (۴)).

برای صحت‌سنجی مدل پیشنهادی و بررسی آسیب حاصل از اعمال بارگذاری یک تثبیت کننده استخوان دست سگ‌های کوچک انتخاب شده است (شکل (۵) [۸]). همانند تمام آزمایش‌های پزشکی قبل از استفاده در آزمایش بالینی،



شکل ۸ مقایسه نمودار نیرو-جابجایی در آزمون خمش چهار نقطه‌ای

تطابق خوب نمودار نیرو-جابجایی در شکل (۸)، بیان‌گر صحت پیاده‌سازی مدل انتخابی و دقت قابل قبول آن برای پیش‌بینی رفتار تثبیت‌کننده کامپوزیتی است. تاثیر کسر حجمی‌های مختلف الیاف در مقایسه با رفتار رزین خالص برای منحنی نیرو-جابجایی نیز شبیه‌سازی شده و نتایج آن در شکل (۹) آمده است.



شکل ۹- تغییرات درصد کسر حجمی الیاف برای تثبیت‌کننده کامپوزیتی

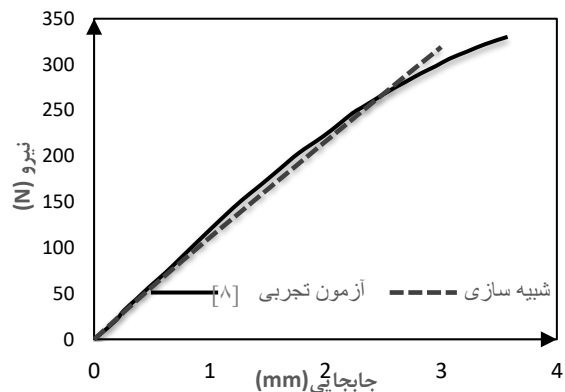
شکل (۹) نشان می‌دهد با کاهش درصد کسر حجمی الیاف رفتار کامپوزیت به رفتار رزین نزدیک‌تر شده و با افزایش کسر حجمی استحکام کامپوزیت افزایش پیدا خواهد کرد. از آنجا که لازم است مدول الاستیسیته برای تثبیت‌کننده استخوان نزدیک به مدول الاستیسیته استخوان انسان باشد، می‌توان به کمک این نمودار درصد کسر حجمی مناسب برای الیاف را در کامپوزیت تعیین کرد. مقایسه مدول الاستیسیته برای کامپوزیتهای با درصدهای مختلف به مدول الاستیسیته استخوان در جدول ۳ آمده است. با توجه به آن که میانگین مدول استخوان الاستیسیته برابر با $14/8$ گیگا پاسکال است [۲۷]؛ مطابق جدول ۵،

آزمایش خمش چهار نقطه‌ای مطابق استاندارد-ISO 9585-1990 استفاده شده است. تثبیت‌کننده دیستال رادیوس از کامپوزیت PEEK-OPTIMA با ۷۰ درصد کسر حجمی الیاف است [۲۴]. اجزای این کامپوزیت از رزین پلی اتر اتر کتون با تقویت‌کننده الیاف کوتاه کربن با جهت‌گیری تصادفی است. خواص مکانیکی پلی اتر اتر کتون و الیاف کربن در جدول ۲ آمده است.

جدول ۲- خواص مکانیکی اجزای سازنده کامپوزیت [۲۴]

تنش تسلیم (MPa)	مدول یانگ (GPa)	چگالی (kg/m^3)	ν	
۱۳۱	۳/۶	۱۴۰۰	۰/۳۳	پیک
۲۶۳	۲۷	۲۴۳۰	۰/۲۷	فیبر کربن

نمودار نیرو-جابجایی حاصل از شبیه‌سازی آزمون خمش سه نقطه‌ای همراه با نتایج آزمون تجربی در شکل (۶) آمده شده است. همان‌طور که شکل (۶) نشان می‌دهد مدل پیاده‌سازی شده تطابق خوبی با آزمون تجربی دارد.



شکل ۶- مقایسه نمودار نیرو-جابجایی در آزمون خمش سه نقطه‌ای

آزمون خمش چهار نقطه‌ای یکی از مناسب‌ترین آزمون‌ها برای بررسی رفتار کامپوزیت‌ها است چرا که تمرکز تنش در این آزمون در یک نقطه اتفاق نمی‌افتد. از این رو نتایج تجربی لسمانکی و همکاران، برای تثبیت‌کننده استخوان دیستال رادیوس در آزمون خمش چهار نقطه‌ای برای مقایسه، انتخاب شده است [۸]. ابعاد نمونه تثبیت‌کننده در شکل (۵) آمده است. در شکل (۸) نمودارهای نیرو-جابجایی حاصل از شبیه‌سازی مدل با آزمون تجربی مقایسه شده‌اند.

افرادی که فشارهای ناشی از ضربه در دست خود و یا استفاده بیش از حد دست داشتند را انتخاب و پس گذشت ۳۰ روز از نصب پلاک، در عمل جراحی دوم محل شکستگی را مجدداً باز کردند (شکل ۱۱).



شکل ۱۱- شکست تثبیت‌کننده دیستال رادیوس پس از گذشت ۳۰ روز از نصب [۲۸]

شکل (۱۱) نشان می‌دهد که تثبیت‌کننده در قسمت بالایی و در محل اتصال پیچ‌ها شکسته شده است. با توجه به عدم وجود دقیق بارگذاری برای این پلاک‌های شکسته، برای پیش‌بینی محل آسیب در پلاک، سقوط فرد روی دست خود شبیه‌سازی می‌شود. برای این شبیه‌سازی، با ثابت نگه داشتن قسمت پایینی (محل اتصال پیچ‌ها) و جابجایی در محل نصب دیستال به عضو شکسته شده اعمال شده است. با توجه بخش قبل و اولویت نزدیکی مدول الاستیسیته تثبیت‌کننده با استخوان، از کامپوزیت الیاف کوتاه با کسر حجمی ۳۰ درصد استفاده شده است. با اعمال شرایط مرزی و استفاده از مدل آسیب لمتر، منحنی‌های آسیب در شکل (۱۰-ب) آمده است.

شکل (۱۰-ب) نشان می‌دهد آسیب از محل پیچ‌ها در قسمت دیستال شروع شده و در این ناحیه با توجه به شرایط بارگذاری یاد شده مستعد شکست است. البته قابل ذکر است سوراخ‌های بالایی که نزدیک به لبه هستند همانند سوراخ‌های پایینی پتانسیل شکست را دارند ولی رشد آسیب در سوراخ‌های پایینی بیشتر است.

حال می‌توان با استفاده از مدل‌سازی با رهیافت آسیب بدون نیاز به آزمون‌های بالینی عملکرد آن را بهبود بخشید و آن را بهینه‌سازی کرد. برای به تأخیر انداختن شکست با توجه به محدودیت‌های نظیر ابعاد خارجی تثبیت‌کننده و همچنین قطر سوراخ پیچ‌ها برای اتصال تنها با تغییر در

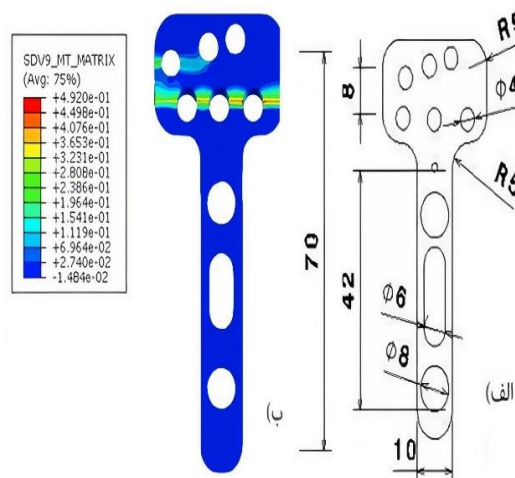
مناسب‌ترین درصد کسر حجمی کامپوزیت برای تثبیت‌کننده استخوان ۳۰ درصد کسر حجمی است زیرا با مدول الاستیک استخوان همخوانی دارد و تسریع در بهبود و جلوگیری از پوکی استخوان را به دنبال خواهد شد.

جدول ۳- تغییرات مدول الاستیسیته با درصد حجمی الیاف

کامپوزیت	کامپوزیت	کامپوزیت	کامپوزیت	کامپوزیت	استخوا	ماده
۷۰٪	۶۰٪	۴۰٪	۳۰٪	۱۰٪	ن	
۳۰/۹	۲۵/۴	۱۸/۷	۱۳/۵	۴/۲	۱۴/۸	مدول GPa

۳-۲- تثبیت‌کننده زندزیرین انسانی

پس از بررسی کارایی مدل انتخابی و صحت پیش‌بینی آن در یک تثبیت‌کننده استخوان حیوانی، در این بخش یک تثبیت‌کننده زند زیرین که در مچ دست انسان مورد استفاده قرار می‌گیرد شبیه‌سازی می‌شود. نمونه انتخابی صفحه کفی دیستال رادیوس^۹ از یک شرکت معتبر تجاری در این زمینه است. در شکل (۱۰-الف) ابعاد این تثبیت‌کننده مشخص شده است.



شکل ۱۰ الف) ابعاد تثبیت‌کننده کامپوزیت دیستال رادیوس تجاری (ابعاد بر حسب میلی‌متر است) ب) منحنی آسیب در تثبیت‌کننده

تارالو و همکاران [۲۸] از این تثبیت‌کننده کامپوزیت الیاف کوتاه (شکل ۱۱) برای شکستگی کالیس مچ دست داوطلبین به صورت بالینی استفاده کردند. در این آزمایش گروهی از افراد با سن‌های مختلف پس از شکستگی کالیس در ناحیه مچ دست، با عمل جراحی استخوان شکسته شده را با این تثبیت‌کننده دیستال رادیوس، ثابت می‌کردند. سپس

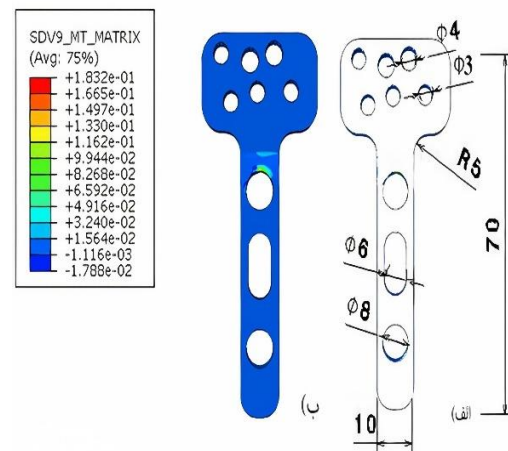
^۹ volar distal radius

و بهینه‌سازی شکل هندسی تثبیت‌کننده با کاهش نسبی آسیب در نمونه، تثبیت‌کننده بهینه‌سازی شده به دست آمد (شکل ۱۲-ب). مقایسه شکل‌های (۱۰-ب) و (۱۲-ب) نشان می‌دهد با تغییر موقعیت سوراخ‌های پیچ، آسیب در نقاط بحرانی توزیع شده و رشد آسیب به تاخیر افتاده است. شکل (۱۲-ب) نشان می‌دهد بیشترین آسیب در محل سوراخ رادیوس ایجاد شده است.

۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله با استفاده از یک روش دو مرحله‌ای همگن‌سازی به بررسی و پیش‌بینی آسیب در تثبیت‌کننده زند زبرین (دیستال رادیوس) پرداخته شد. در این مدل البافی که در یک جهت و هم اندازه هستند (دانه) اجزای همگن‌سازی را تشکیل دادند. از همگن‌سازی میدان متوسط برای همگن کردن مدول سختی رزین با وجود آخال‌ها استفاده شد. مدل پیشنهادی به خوبی رفتار و آسیب را در تثبیت‌کننده دیستال رادیوس سک‌های کوچک و دیستال رادیوس انسانی پیش‌بینی کرد. نتایج شبیه‌سازی حاصل از مدل پیشنهادی با نتایج آزمون‌های تجربی مراجع موجود مورد تایید قرار گرفت. در پایان با توجه به محدودیت‌هایی که یک تثبیت‌کننده تجاری استخوان داشت به کمک مدل ارائه شده با هدف به تاخیر انداختن آسیب در آن، شکل هندسی آن مورد بهینه‌سازی قرار گرفت.

موقعیت سوراخ‌ها و نیز تغییر محدود در قطر آنها می‌توان آسیب را به تاخیر انداخت. به عنوان مثال در تثبیت‌کننده تجاری شکل (۱۰-ب) واضح است که نقاط بحرانی در محل



شکل ۱۲ الف) ابعاد تثبیت‌کننده کامپوزیت دیستال رادیوس بهینه شده (ابعاد بر حسب میلی‌متر است)، ب) منحنی آسیب در تثبیت‌کننده بهینه‌شده

اتصال پیچ‌ها به استخوان و نقاط آسیب‌پذیر در تثبیت‌کننده خواهند بود. برای بهبود عملکرد تثبیت‌کننده، با طراحی مجدد و بهینه‌سازی فاصله و چیدمان این سوراخ‌ها تحت بارگذاری قبلی، با هدف کاهش آسیب، هندسه مطلوب را استخراج نمود. ابعاد نمونه بهینه‌سازی شده در شکل (۱۲-الف) آمده است. در اینجا، به کمک نرم افزار آباکوس

مراجع

- [1] Millis D. and D. Levine. Canine rehabilitation and physical therapy. Elsevier Health Sciences, 2013.
- [2] Clyne T.W. and D. Hull. An introduction to composite materials. Cambridge university press, 2019.
- [3] Koh Y.G., J. Son, S.K. Won, H.J. Kim, and K.T. Kang. "Biomechanical evaluation of opening-wedge high tibial osteotomy with composite materials using finite-element analysis". Knee 25, No. 6 (2018): 977-987.
- [4] شکرپه، محمود مهرداد، و افشین زین الدینی، "مدل‌سازی چقرمگی شکست تورق مود ترکیبی اول و دوم در نمونه یک‌سرگردار دو لبه نامتقارن کامپوزیت‌های لایه‌ای". مجله مدلسازی در مهندسی، ۱۳، ۴۱ (۱۳۹۴): ۱-۱۱.
- [5] Kammoun S., I. Doghri, L. Brassart, and L. Delannay. "Micromechanical modeling of the progressive failure in short glass-fiber reinforced thermoplastics - First Pseudo-Grain Damage model". Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 73, (2015): 166-175.
- [6] Gillett, N., A. Stanley, J. Brown, H. Dumbleton, and R. Pool. "The use of short carbon fiber reinforced thermoplastic plates for fracture fixation". Biomaterials 6, No. 2, (1985): 113-121.
- [7] Mitchell, P.M., A.K. Lee, C.A. Collinge, B.H. Ziran, K.G. Hartley, and A. Jahangir. "Early Comparative Outcomes of Carbon Fiber-Reinforced Polymer Plate in the Fixation of Distal Femur Fractures". Journal of orthopaedic trauma 32, No. 8, (2018): 386-390.

- [8] Liesmäki, O., A. Plyusnin, J. Kulkova, L. V. Lassila, P. K. Vallittu, and N. Moritz. "Biostable glass fibre-reinforced dimethacrylate-based composites as potential candidates for fracture fixation plates in toy-breed dogs: Mechanical testing and finite element analysis". *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 96, (2019): 172-185.
- [9] Mugnai, R., L. Tarallo, F. Capra, and F. Catani. "Biomechanical comparison between stainless steel, titanium and carbon-fiber reinforced polyetheretherketone volar locking plates for distal radius fractures". *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research* 104, No. 6 (2018): 877-882.
- [10] Maggio, B., D. P. Sessa, P. Mantelli, P. Maniscalco, F. Rivera, M. Calori Giorgio, L. Bisogno, G. Scaravilli, and M. Caforio. "PEEK radiolucent plate for distal radius fractures: multicentre clinical results at 12 months follow up". *Injury* 48, (2017): S34-S38.
- [11] Perugia, D., M. Guzzini, D. Mazza, C. Iorio, C. Civitenga, and A. Ferretti. "Comparison between Carbon-PEEK volar locking plates and titanium volar locking plates in the treatment of distal radius fractures". *Injury* 48, (2017): S24-S29.
- [12] Siddiqui, F.S., S. Shah, B. Nicayenzi, E.H. Schemitsch, R. Zdero, and H. Bougherara. "Assessment of carbon fiber composite fracture fixation plate using finite element analysis". *Annals of Biomedical Engineering* 34, (2006): 1157-1163.
- [۱۳] پالیزوان محمد، محمد علی اسکندرزاده ارشاد، محمد طاهای ابدی و محمد همایون صدر، " بررسی تأثیر خواص اتصال زمینه به ییاف بر رفتار شکست مواد مرکب"، *مجله مدل‌سازی در مهندسی*، ۱۸، ۶۳، (۱۳۹۹): ۱۱۳-۱۲۹.
- [14] Budarapu, P. R., X. Zhuang, T. Rabczuk, and S. P.A. Bordas. "Multiscale modeling of material failure: Theory and computational methods". *Advances in Applied Mechanics* 52, (2019): 1-103.
- [15] Kammoun, S., I. Doghri, L. Adam, G. Robert, and L. Delannay. "First pseudo-grain failure model for inelastic composites with misaligned short fibers". *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing* 42, (2011): 1892-1902.
- [16] Hounkpati, V., V. Salnikov, A. Vivet, and P. Karamian-Surville. On the choice of homogenization method to achieve effective mechanical properties of composites reinforced by ellipsoidal and spherical particles, 2017.
- [17] Müller, V., M. Kabel, H. Andrä, and T. Böhlke. "Homogenization of linear elastic properties of short-fiber reinforced composites – A comparison of mean field and voxel-based methods". *International Journal of Solids and Structures* 67, (2015): 56-70.
- [18] Eshelby, J. D. "The determination of the elastic field of an ellipsoidal inclusion, and related problems". *Proceedings of the royal society of London. Series A. Mathematical and physical sciences* 241, (1957): 376-396.
- [19] Doghri, I., and L. Tinel. "Micromechanical modeling and computation of elasto-plastic materials reinforced with distributed-orientation fibers". *International Journal of Plasticity* 21, (2005): 1919-1940.
- [20] Hill, R. "Theory of mechanical properties of fiber-strengthened materials: I. Elastic behaviour". *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* 12, (1964): 199-212.
- [21] Lemaitre, J. A course on damage mechanics. Springer Science, 2012.
- [22] <https://polymerfem.com/peek-calibration-tutorial-part-1>, April 2021.
- [۲۳] شاهی احسان اله، محمدجواد رضوانی، و احسان برهانی. "ساخت فوم نانو کامپوزیت پلیپورتان سخت با استفاده از نانو ذرات SiC و بررسی خواص مکانیکی و جذب انرژی آن تحت بار دینامیکی"، *مجله مدل‌سازی در مهندسی*، ۱۶، ۵۳، (۱۳۹۷): ۷-۱.
- [24] Chen, F., H. Oua, B. Lub, and H. Long. "A constitutive model of polyether-ether-ketone (PEEK)". *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 53, (2016): 427-433.
- [25] Garcia-Gonzalez, D., M. Rodriguez-Millan, A. Rusinek, and A. Arias. "Investigation of mechanical impact behavior of short carbon-fiber-reinforced PEEK composites". *Composite Structures* 133, (2015): 1116-1126.
- [26] Ferguson, S. J., J. Visser, and A. Polikeit. "The long-term mechanical integrity of non-reinforced PEEK-OPTIMA polymer for demanding spinal applications: experimental and finite-element analysis". *European spine journal* 15, (2006): 149-156.
- [27] Morgan, Elise F. Ginu U. Unnikrisnan, and Amira I. Hussein. " Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States". *Annual Review of Biomedical Engineering* 20, (2018): 119-143.

[28] Tarallo, L., A. Giorgini, M. Novi, F. Zambianchi, G. Porcellini, and F. Catani, "Volar PEEK plate for distal radius fracture: analysis of adverse events". *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology* 30, (2020): 1293-1298.