



طراحی و بهینه سازی پیچ کامپوزیتی پلی لاکتیک اسید / شیشه زیست فعال برای کاربردهای ارتوپدی

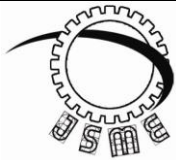
عماد حسینی^۱، انوشه زرگر خرازی^{۲*}

* نویسنده مسئول: hanosh_zargar@yahoo.com

چکیده	واژه‌های کلیدی
<p>پیچ های فلزی به دلیل استحکام مناسب جهت ترمیم شکستگی های استخوان مورد استفاده قرار می گیرند. اما مشکلاتی چون ضریب کشسانی بالای فلزات نسبت به استخوان های بدن که منجر به پدیده تنش سپری یا حفاظت تنشی می گردد، خوردگی، جراحی مجدد و نیز امکان رهایش یون های فلزی در موضعی که می توان منجر به ایجاد عفونت شود، جایگزینی پیچ های غیر فلزی به جای انواع فلزی را در دستور کار محققین قرار داده است. در این مطالعه کامپوزیت متشکل از فاز زمینه پلیمر پلی ال-لاکتیک اسید و فاز تقویت کننده الیاف شیشه زیست فعال جهت طراحی پیچ مد نظر قرار گرفت. ابتدا ضرایب کشسانی در آنالیز میکرو تخمین زده شد سپس به آنالیز ماکرو توسط نرم افزار آباکوس ۶٫۱۱ برای مدلسازی با وضعیتهای دولایه ای تشکیل شده از الیاف تک جهته و رندوم (UD/R) و سه لایه ای متشکل از الیاف تک جهته، الیاف با زاویه $\pm 20^\circ$ درجه نسبت به اعمال نیرو و الیاف رندوم (UD/± 20/R) با درصد های مختلف از ضخامت لایه ها انتقال داده شد. نتایج نشان داد ترکیب کامپوزیت سه لایه با درصد لایه های (۶۵/۱۰/۲۵) دارای مناسب ترین پاسخ مکانیکی می باشد. در این نمونه با درصد لایه های (۶۵/۱۰/۲۵) مدول خمشی ۲۲/۷ گیگا پاسکال، استحکام خمشی ۳۴۷ مگاپاسکال و ضریب کشسانی در راستای طولی ۲۴/۸ گیگا پاسکال تخمین زده شد. که مقداری از ضریب کشسانی استخوان کورتیکال بیشتر است. پیچ کامپوزیتی طراحی شده جهت تثبیت شکستگی ارتوپدی از استحکام لازم برخوردار است و به عنوان کاندیدی جهت جایگزینی پیچ های فلزی قابل استفاده است.</p>	<p>پلی-ال-لاکتیک اسید، شیشه زیست فعال، پیچ کامپوزیتی، استحکام خمشی</p>
	<p>تاریخ ارسال: ۹۴/۰۷/۲۸</p> <p>تاریخ بازنگری: ۹۴/۰۹/۳۰</p> <p>تاریخ پذیرش: ۹۴/۱۰/۲۸</p>

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خمینی شهر، اصفهان، ایران.

۲- استادیار، دانشکده فناوری های نوین، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.



Journal of
Solid Mechanics
in Engineering

Journal of Solid Mechanics in Engineering

<http://jsme.iaukhsh.ac.ir>



Design and Optimization of Poly Lactic Acid/Bioglass Composite Screw for Orthopedic Applications

Emad Hosseini¹, Anoosh Zargar kharazi^{2,*}

*Corresponding Author: anosh_zargar@yahoo.com

Abstract:

Considering their suitable strength and ability to properly stabilize, metal screws are used to repair bone fractures. However, problems such as osteoporosis due to high elasticity of metals relative to bones, and local infections caused by releasing metallic ions have motivated research on replacing metallic screws with non metallic ones. Use of bioresorbable screws could eliminate disadvantages associated with metals such as removal operations, corrosion and stress shielding. In this study, the composite containing poly-l-lactic acid and bioactive glass fibers were considered for the design of the screw using ABAQUS software (V6.11). The elastic constants were first estimated in micro analysis then transferred to macro analysis for modeling in two-layer situations composed of unidirectional fibers and random fibers (UD/R) and also for modeling in three-layer situations composed of unidirectional fibers, fibers with an angle of ± 20 degree in relation to force vector, and random fibers (UD / ± 20 /R) with various percentages of layer thickness. Results show that in the analysis with %65 layers of unidirectional fibers, %10 layers by fibers with an angle of ± 20 degree, and %25 of layers with random fibers, flexural modulus, flexural strength, and longitudinal elasticity coefficient were estimated about 22.7 GPa, 347 MPa, and 24.8 GPa respectively, the last one being slightly higher than that of cortical bone. Considering similar results for cortical bones, our designed composite screws are robust enough to replace metal screws for repairing orthopedic fractures.

Key words:

Poly-l-lactic acid
Bioactive glass fibers
Composite screw
Flexural strength

1-MSc Student, Department of Mechanical Engineering, Khomeinishahr Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran

2-Assistant Professor, Faculty of advanced medical technology, Isfahan University, Isfahan, Iran

۱- مقدمه

کافی است زیرا کامپوزیت های با ماتریس پلیمری استحکام کمی دارند [۸]. در تحقیقات اخیر دانشمندان پروتز هایی، ساخته شده از انواع مختلف پلیمر ابداع کردند. پلیمر های ساده به ندرت خواص مکانیکی کافی برای پایداری کارآمد شکستگی های بزرگ استخوان را فراهم می کند. پس توسعه مواد جدید با خواص بیولوژیکی و مکانیکی رضایت بخش، لازم است. بنابراین تقویت کننده ها برای بهبود عملکرد و خواص مکانیکی پلیمر ها به آن ها اضافه می شوند. این مواد کامپوزیتی پایه پلیمری به تخریب ناپذیر، تاحدودی تخریب پذیر و کاملاً تخریب پذیر تقسیم بندی می شوند [۹-۱۳]. کامپوزیت های غیر قابل جذب به کامپوزیت های پلیمری ترمو پلاستیک و ترموست تقسیم می شوند. کامپوزیت های کربن / اپوکسی و شیشه / اپوکسی مثال هایی از کامپوزیت های ترموست هستند [۱۴، ۱۵]. فیبر کربن با زمینه های ^۱(PP)، ^۲(PMMA)، ^۳(PS)، ^۴(PEEK) و ^۵(PBT) مثال هایی از کامپوزیت های ترمو پلاستیک غیر قابل جذب هستند. کامپوزیت های ترموست غیر قابل جذب به خاطر تاثیرات سمی که دارند در بدن انسان استفاده نمی شوند [۱۶، ۱۷]. پلیمر های ترمو پلاستیک به خاطر مزایای رفتارشان مثل قابلیت شکل گیری با اعمال حرارت در طی جراحی توجه بیشتری را به خود جلب کرده اند. در بین مواد ترمو پلاستیک کامپوزیت الیاف کربن/پلی اتر اتر کیتون (CF/PEEK) پتانسیل مواجه شدن با نیاز های بیولوژیکی را دارد. بستر تولید الیاف بلند تک جهت والیاف کوتاه تک

یکی از روش های تثبیت شکستگی استفاده از پیچ ها است. پیچ های فلزی که عمدتاً از فولاد زنگ نزن یا آلایژ تیتانیوم ساخته می شوند شکست را به وسیله فراهم کردن فشار بین نواحی شکسته شده، بهبود می بخشند. پیچ های فلزی علی رغم ایجاد تثبیت مناسب دارای مشکلات عدیده ای از جمله: بالا بودن مدول الاستیسیته آنها (۱۰۰-۲۰۰) گیگا پاسکال نسبت به ضریب کشسانی استخوان حدود (۱-۲۰) گیگا پاسکال است [۱]. که این تغییر ناگهانی ضریب کشسانی، منجر به تحمل بخش عمده تنش توسط کاشتنی فلزی شده و بر طبق قانون ولف موجب لاغری و پوکی استخوان می شود. این تاثیر پیچ های فلزی بر بافت استخوان را که در نزدیکی آنها است، حفاظت تنشی می نامند. این تنش سپری ها (stress shielding) منجر به کاهش چگالی استخوانی اطراف کاشتنی شده و به شل شدن و لقی کاشتنی می انجامد [۲-۴]. پیچ های فلزی در صورت باقی ماندن در بدن از خود یون های مضر آزاد می کنند [۵-۷]. این مشکلات خروج کاشتنی فلزی را پس از اتمام دوره التیام ایجاب می کند. جراحی کردن و خروج پیچ های فلزی آسیب، عفونت، درد و صرف هزینه عمل کردن را نیز به دنبال دارد. محققین برای غلبه کردن بر این معایب پیشنهاد استفاده از کامپوزیت ها را دادند. از ویژگی سازه های کامپوزیتی قابلیت طراحی آن است به این معنی که در آن با تغییر پارامتر هایی نظیر ابعاد، شکل هندسی، مواد تشکیل دهنده، ضخامت لایه های کامپوزیتی، آرایش الیاف تقویت کننده و کسر حجمی الیاف محدوده وسیعی از خواص مکانیکی قابل دستیابی است. پیچ کامپوزیتی باید استحکام لازم جهت تثبیت ناحیه شکسته شده را داشته باشد. به همین دلیل به کار بردن کامپوزیت مناسب، شکل هندسی مناسب برای پیچ و راننده پیچ از عوامل مهم برای رسیدن به استحکام

۱- Polypropylene

۲- Poly methyl Methacrylate Acrylic

۳- poly styrene

۴- Polyether Ether ketone

۵- Polybutylene terephthalate

اورتوپدی تحت بار است. بدین منظور دو لایه با الیاف (رندوم و تک جهت) با درصد لایه های ۷۰٪ تک جهت و ۳۰٪ رندوم (UD/R) و سه لایه با لایه های تک جهت، تک جهت با زاویه $\pm 20^\circ$ درجه نسبت به اعمال نیرو و رندوم (UD/ ± 20 /R) با درصد لایه بندی های (۶۰/۲۰/۲۰)، (۶۵/۱۰/۲۵)، (۶۰/۱۰/۳۰)، (۵۵/۲۰/۲۵)، افزاز تجاری آباکوس ۶/۱۱ مدل سازی و تحلیل شده و خواص مکانیکی آن از جمله استحکام خمشی و مدول خمشی مورد مقایسه قرار گرفت.

۲- مواد و روش ها

مدل سازی و تحلیل یک پیچ کامپوزیتی با زمینه پلیمری پلی ال-لاکتیک اسید و تقویت کننده به شکل الیاف تک جهت، رندوم و تک جهت با زوایای $\pm 20^\circ$ درجه از الیاف سرامیکی شیشه زیست فعال، مد نظر قرار گرفت. در تحقیق حاضر پیچ کامپوزیتی در دو وضعیت دو لایه شامل لایه های رندوم و تک جهت، و وضعیت سه لایه شامل لایه های رندوم، تک جهت و تک جهت با زوایای $\pm 20^\circ$ درجه با زمینه پلی لاکتیک اسید و الیاف شیشه زیست فعال با کسر حجمی ثابت ۴۰٪ از تقویت کننده به کمک نرم افزار آباکوس مدل سازی شد [۲۳]. ترتیب قرار گرفتن لایه ها به این صورت است که لایه ها با الیاف رندوم در محیط خارجی، لایه ها با الیاف تک جهت در مرکز و لایه ها با الیاف زاویه دار ۲۰ درجه بین دو لایه مذکور قرار گرفت. در لایه چینی تقارن مطابق شکل (۱) حفظ خواهد شد [۲۴]. تحلیل در دو مرحله میکرو مکانیک و ماکرو مکانیک بر روی کامپوزیت مدل سازی شده صورت پذیرفت.

جهته/ رندوم برای استفاده در تولید پروتز و خواص مکانیکی پلاک های استخوانی با کامپوزیت های تقویت شده با الیاف کربن بافته شده آغاز شد [۱۸، ۱۹]. در گذشته کامپوزیت قابل جذب برای استخوان های جراحی فک و دهان استفاده می شد اما به خاطر خواص مکانیکی ضعیفشان از کاربرد آنها در استخوان های بلند و سفت جلوگیری می شد. پلیمر های قابل جذب (پلی لاکتیک) و کopolymer های آن مثل (PLA^۱, PLLA^۲, PLGA^۳) با قرار گرفتن در جریان مایعات بدن شروع به تخریب شدن می کنند [۲۰]. در دهه اخیر کامپوزیت های تولید شده به وسیله الیاف در هم تنیده و بافته شده رضایت لازم برای بهبود استخوان و نیاز های بیولوژیکی و مکانیکی را فراهم آورده است. بیشتر محققان تکنیک های متفاوت مدل کردن ایجاد کردند و جهت بافت و الگوی پیچیدن الیاف را بهینه سازی کردند. خرازی و همکاران با استفاده از روش المان محدود طراحی پلاک استخوانی ساخته شده از کامپوزیت های بافته شده قابل جذب و تخمین زدن رفتار کششی و خمشی پلاک استخوانی را انجام دادند [۲۱]. هرپر و همکارانش یک مدل المان محدود جدید برای پلاک استخوانی کامپوزیتی الیافی غیر پیوسته برای تخمین خواص خمشی به وسیله تغییر مدول های الیاف، ماتریس و کسر حجمی لیف برای کاربرد در استخوان های بلند ارائه دادند که نتیجه مدول خمشی حدود ۱۹ گیگا پاسکال با الیاف به طول ۱۰ میلیمتر داشت [۲۲].

هدف از پژوهش حاضر طراحی و بهینه سازی پیچ کامپوزیتی متشکل از زمینه پلیمری پلی لاکتیک اسید و الیاف شیشه زیست فعال جهت استفاده در کاربرد های

۱-Poly lactic acid

۲-poly -l lactic acid

۳-poly glycolic acid

بدین منظور هنگام طراحی کامپوزیت ها با استفاده از المان معرف حجم می بایست مدنظر قرار گیرد که با اعمال بار برشی یا کششی نمونه وارد فاز پلاستیک نشود. علاوه بر آن از آن جایی که کامپوزیت ها متشکل از الیاف وزینه با خواص بسیار متفاوت می باشند هنگام بارگذاری برای توصیف خصوصیات همگن مدل می بایست میانگین سازی تانسور تنش و کرنش بر روی المان معرف حجم با استفاده از معادلات (۱) و (۲) انجام شود [۲۷].

$$\bar{\sigma}_{ij} = \frac{1}{V} \int \sigma_{ij}(x, y, z) dv \quad (1)$$

$$\bar{\varepsilon}_{ij} = \frac{1}{V} \int \varepsilon_{ij}(x, y, z) dv \quad (2)$$

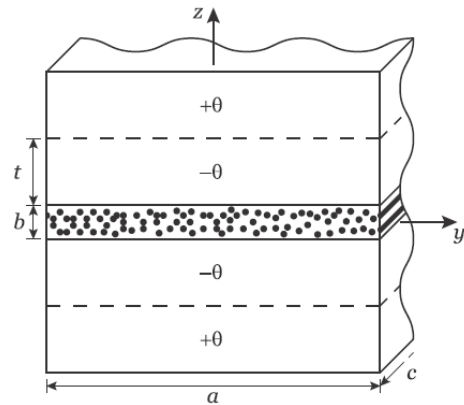
با توجه به قانون هوک ضریب کشسانی با جای گذاری تنش و کرنش میانگین حاصل شده از روابط (۱) و (۲) برای نوع بارگذاری محوری، P_1 ، کرنش طولی میانگین از معادله (۳) محاسبه می شود [۲۶].

$$\bar{\varepsilon}_{11} = \frac{1}{V} \int_S u_1 n_1 dS = \frac{\delta_1}{a} \quad (3)$$

در رابطه (۳) S سطح مرزی المان معرف حجم، u جابه جایی سطح و n واحد عمود بر سطح است. استفاده از ماتریس در تحلیل مواد مرکب مفید است، زیرا محاسبات را به طور قابل ملاحظه ای ساده می کند [۲۵].

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{12}}{E_1} & -\frac{\nu_{13}}{E_1} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{21}}{E_2} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{31}}{E_3} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{13}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{pmatrix} \quad (4)$$

در ماتریس کامپیلانس (۴) $\varepsilon_3, \varepsilon_2, \varepsilon_1$ کرنش ها در جهت های ۱، ۲، ۳ هستند و $\varepsilon_4, \varepsilon_5, \varepsilon_6$ کرنش های برشی هستند. E_2, E_1 و E_3 ضرایب کشسانی در جهات ۱، ۲، ۳ هستند.

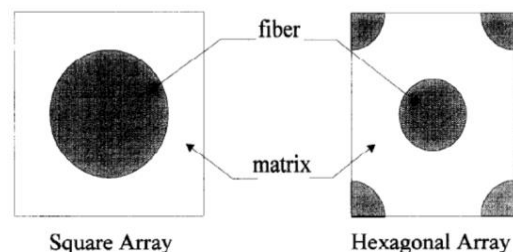


شکل (۱) تقارن لایه بندی کامپوزیت [۲۴]

۲-۱-۲- آنالیز میکرو

۲-۱-۱- تئوری

طریقه قرار گرفتن الیاف داخل کامپوزیت می تواند به دو شکل آرایه مربعی و شش وجهی باشد. المان های معرف حجم در شکل (۲) نشان داده شده است. آرایش هگزاگونال برای نمونه هایی که شکل هندسی متقارن مثل پیچ دارد مناسب است. آرایش مربعی به عنوان المان معرف حجم برای پلاک های استخوانی به دلیل نداشتن تقارن محوری در شکل هندسی کاربرد دارد. المان معرف حجم (RVE) با توجه به شکل (۲) انتخاب شد و تحت بارگذاری های تک جهته و اعمال قیود در صفحه مخالف قرار گرفت تا ثابت های مکانیکی مانند ضریب کشسانی و ضریب صلبیت حاصل گردد.



شکل (۲) پیکر بندی آرایه های مربعی و شش وجهی [۲۵]

۱-representative volume element

$$\sigma_x^{ave} = \frac{1}{abt} \int_v \sigma_x^{fiber} dv + \int_v \sigma_x^{resin} dv \quad (۶)$$

مدول صفحه ای کامپوزیت های با الیاف رندوم با استفاده از معادلات هالپین-تسای و پاگانو طبق معادله (۷) حاصل می شود [۲۸].

$$E_r = \frac{3}{8} E_{11} + \frac{5}{8} E_{22} \quad (۷)$$

در معادله هالپین-تسای برای کامپوزیت با الیاف رندوم E_{11} ضریب کشسانی کامپوزیت در جهت طولی و E_{22} ضریب کشسانی کامپوزیت در جهت عرضی است. همچنین حال پیشنهاد کرده است که مدول برشی (G_r) و نسبت پواسون (ν_r)، ماده مرکب حاوی الیاف کوتاه نامنظم، با روابط (۸) و (۹) محاسبه می شود [۲۶].

$$G_r = \frac{1}{8} E_{11} + \frac{1}{4} E_{22} \quad (۸)$$

$$\nu_r = \frac{E_r}{2G_r} - 1 \quad (۹)$$

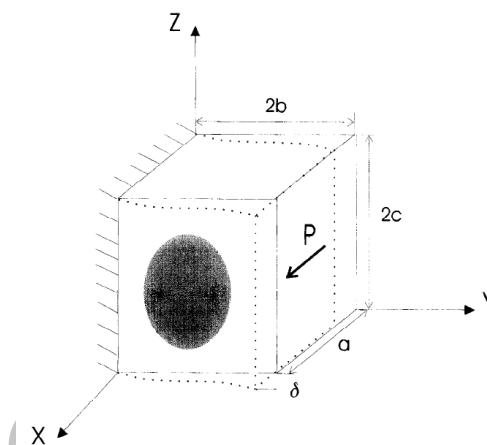
۲-۲- مدل سازی میکرو برای RVE با الیاف تک جهته

در مدل سازی میکرو مان معرف حجم مورد نظر در آنالیز های حاضر (۱×۱×۱) میلیمتر مکعب در نظر گرفته شده است. در پژوهش حاضر با توجه به توضیحات داده شده و تحقیقات انجام شده به دلیل شکل هندسی تقارن محوری پیچ، تحلیل ها با استفاده از آرایش شش وجهی (هگزاگونال) در مقیاس میکرو انجام داده شد [۲۹]. لازم به ذکر است طول الیاف با توجه به هندسه مسئله ۱ میلیمتر در نظر گرفته می شود. همانطور که شکل (۴) مان معرف حجم را با آرایش هگزاگونال در نرم افزار تجاری مان محدود آباکوس ۶/۱۱ نشان می دهد. در تحلیل حاضر کسر حجمی الیاف ثابت و برابر ۴۰٪ در نظر گرفته شد.

σ_3 و σ_2, σ_1 تنش های طولی در جهات ۱، ۲، ۳ و $\sigma_4, \sigma_5, \sigma_6$ کرنش های برشی هستند. $\nu_{23}, \nu_{13}, \nu_{12}$ نسبت های پواسون هستند و G_{23}, G_{13}, G_{12} ضرایب کشسانی برشی هستند [۲۵].

۲-۱-۲- بار برشی طولی:

جهت استخراج ضریب صلیبیت از مان معرف حجم، بار برشی طولی به صورت شکل (۳) به مدل اعمال می شود.



شکل (۳) مان معرف حجم تحت بار برشی طولی [۲۵]

به منظور دست یابی به کرنش متوسط RVE از معادله (۵) استفاده می شود [۲۸]:

$$\epsilon_x^{ave} = \frac{1}{ab} \int_0^a u dy \quad (۵)$$

در رابطه (۵) a و b طول و عرض مان معرف حجم و u مقدار جابه جایی است. به همین صورت کرنش های متوسط در جهت های (y) و (z) نیز، چه برای برشی و چه برای بار محوری تک جهته محاسبه می شوند تا ثابت های مهندسی برای (RVE) سه بعدی در میکرو آنالیز محاسبه شوند. برای محاسبه تنش های متوسط نیز با استفاده از معادله (۶) در جهت (x) و به طور مشابه در دو جهت دیگر ثابت های الاستیک مهندسی برای مدل میکرو تخمین زده شد [۲۷]. در رابطه (۶) (t,b,a) طول، عرض و ضخامت RVE هستند.

شرکت های تولید کننده مواد استخراج شده است. پارامتر های زمینه مربوطه به پلی ال- لاکتیک اسید با وزن مولکولی ۲۰۰۰۰۰ و پارامتر های تقویت کننده مربوط به الیاف شیشه زیست فعال با ترکیب $(4P2O5-20CaO-5MgO-6Na2O-12K2O-53SiO2)$ می باشد.

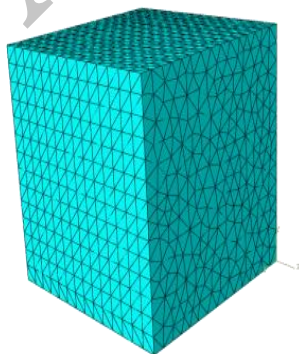
جدول (۱) خواص فیزیکی و مکانیکی پلی ال- لاکتیک اسید و شیشه

زیست فعال [۲۶]

جرم	ضریب	استحکام	کرنش
حجمی	کشسانی	نهایی	شکست (%)
(g/cm^3)	(GPa)	(MPa)	
۱/۲۶	۳	۸۵	۳
۲/۵	۶۰	۶۲۰	۱/۱

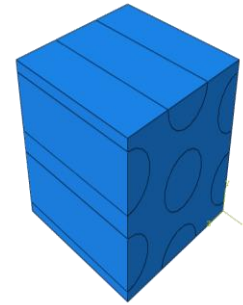
۲-۵-مش بندی:

جهت مش بندی مدل از المان (C3D10: A10-node quadratic tetrahedron) استفاده شد که نمایی از آن در شکل (۶) نشان داده شده است. در مش بندی حاضر الیاف و زمینه به صورت کامل به یکدیگر متصل شدند. مش بندی به صورت فیری روی مدل ریخته شد. مش بندی برای المان معرف حجم الیاف با زاویه $\pm 20^\circ$ نیز به همین صورت انجام پذیرفت.



شکل (۶) مش بندی (C3D10: A10-node quadratic tetrahedron)

تتراهدرن آنالیز میکرو در الیاف با آرایش تک جهته

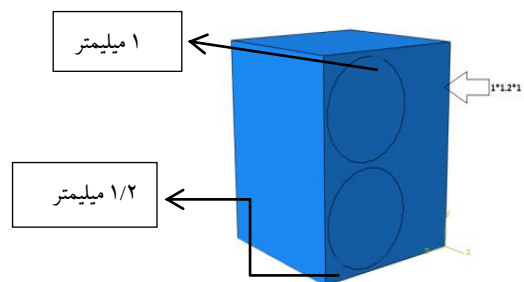


شکل (۴) المان معرف حجم تعریف شده در نرم افزار آنالیز المان

محدود آباکوس

۲-۳-مدل سازی میکرو برای الیاف با آرایش $\pm 20^\circ$ درجه نسبت به راستای اعمال نیرو

در آنالیز میکرو الیاف با آرایش 20° درجه، با المان معرف حجم به ابعاد $(1 \times 1/2 \times 1)$ میلیمتر با قرار گرفتن دو لیف در ماتریس مدل سازی شد. شکل (۵) ابعاد مدل را نشان می دهد.



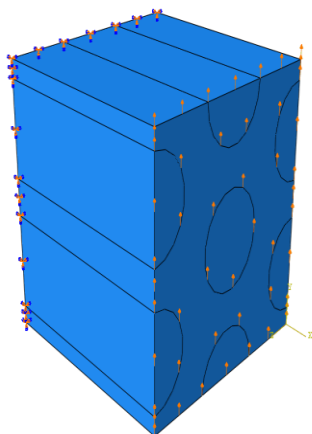
شکل (۵) هندسه میکرو آنالیز برای الیاف با زاویه 20° درجه

۲-۴-پارامتر های مکانیکی و خواص مواد اولیه سازنده

پیچ

در این پژوهش پلیمر پلی لاکتیک اسید به عنوان زمینه کامپوزیت و الیاف شیشه زیست فعال به عنوان تقویت کننده در نظر گرفته شده است. خواص مد نظر قرار گرفته شده برای این دو فاز در جدول (۱) ارائه شده است. لازم به ذکر است این خواص بر اساس اطلاعات ارائه شده توسط

۶-۲- شرایط مرزی



شکل (۷-ب) تعیین ضریب صلبیت کامپوزیت با شرایط مرزی اعمال

شده جهت بدست آوردن G_{xy}

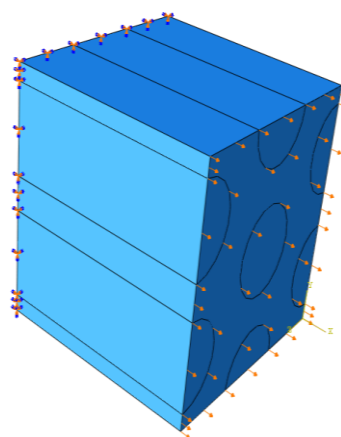
۶-۲- معیار شکست در بارگذاری تک جهته

در مواد اورتوتروپیک برای بارگذاری های تک جهته معیار شکست بر اساس تنش در راستای محور اصلی تعریف می گردد. بنا بر این تئوری، حداکثر تنش جهت تعیین استحکام کامپوزیت مورد استفاده قرار گرفت. بر اساس این تئوری زمانی که تنش در راستای طولی (L) یا عرضی (T) کامپوزیت از تنش نهایی هر یک از اجزا در همان راستا بیشتر شد، شکست در کامپوزیت رخ خواهد داد [۳۱]. به عبارت دیگر روابط زیر می باید برقرار باشد:

$$\sigma_T < \sigma_{TU}, \quad \sigma_L < \sigma_{LU}, \quad \tau_{LT} < \tau_{LTU} \dots$$

اشکال و جداول کوچک کرده، به طوری که در یک ستون جای گیرند. در عین حال بعد از کوچک کردن به آسانی قابل خواندن باشند. قرار دادن جداول و شکل ها در بالا یا پایین ستون و بعد از اولین ارجاع به آن در متن مقاله، به نویسندگان توصیه می شود.

شرایط مرزی با مقید کردن یک وجه (RVE) و اعمال کردن بار جابه جایی اندک، ($u = 10^{-6}$) میلیمتر در وجه مقابل و در جهات (x,y,z) برای بدست آوردن تنش ها و کرنش های متوسط در این جهات و ثابت های مهندسی مطابق شکل (۷-الف) اعمال شد. جابه جایی های نرمال از مرزهای چهاروجهی محدود به مرزهایی که فقط موازی با مرزهای اصلی هستند جابه جا می شوند. جهت تعیین ضرایب صلبیت (G) در سه راستا، شرایط مرزی متناسب با بارگذاری برشی در سه مرحله به طور جداگانه به مدل اعمال شد. شکل (۷-ب) یکی از مراحل بارگذاری بر روی مدل جهت حصول G_{xy} را نشان می دهد. جابه جایی به اندازه $d_y = 1 \times 10^{-6}$ بر روی وجه ($X=a$) قرار گرفت و وجه مقابل آن در سه راستا مقید شد [۳۰]. سپس با رابطه کلی $\tau = Gy$ ، مقدار ضریب صلبیت (مدول برشی) تعیین گردید. شرایط مرزی مناسب برای بدست آوردن ضرایب صلبیت در سایر جهات مشابه با همین روش به مدل اعمال شد.



شکل (۷-الف) شرایط مرزی برای المان معرف حجم آرایش

هگزاگونال

اعمال شد تا رفتار مکانیکی کل سازه کامپوزیتی تحت بارگذاری کششی و خمشی پیش بینی گردد.

۲-۸-۱- تئوری بارگذاری خمشی منفرد

در بارگذاری خالص خمشی، تئوری بیم لایه ای تحلیل مناسبی را ارائه می دهد. فرضیات مورد استفاده در این تئوری عبارتند از:

- لایه ها به طور متقارن حول محور خنثی آرایش یافته اند.
- لایه ها کاملاً به هم متصل هستند و هیچ لغزشی بین آنها اتفاق نمی افتد.

بر اساس تئوری بیم در لایه های کامپوزیتی تنش خمشی σ_b و مدول خمشی E_b از روابط (۱۰) و (۱۱) بدست می آیند [۳۱]. در آن δ جابه جایی اعمالی برای خمش نمونه l ، طول آزمون r شعاع نمونه و p نیروی اعمال شده می باشد. با توجه به مقطع گرد نمونه مورد مطالعه معادلات به صورت (۱۰) و (۱۱) نوشته می شود:

$$E_b = \frac{p}{\delta} \frac{l^3}{12\pi r^4} \quad (10)$$

$$\sigma_b = \frac{pl}{\pi r^3} \quad (11)$$

۲-۸-۲- مدل سازی ماکرو

در این بخش از پژوهش، پیچ کامپوزیتی مطابق با شکل (۸) با استفاده از نرم افزار (CATIA V5 r21) طراحی شد و به نرم افزار آباکوس ۶/۱۱ انتقال یافت. ابعاد پیچ شامل: ۲۸ میلیمتر طول رزوه پیچ، ۵ میلیمتر سر پیچ، ۶ میلیمتر قطر خارجی و ۱/۲۵ میلیمتر گام برای پیچ در نظر گرفته شد [۳۲]. کسر حجمی ثابت و برابر ۴۰ درصد برای الیاف در نظر گرفته شد.

جدول (۱) مقادیر مدول (نمونه جدول غیر قابل قبول).

$f(r) = y(r)$	$f(r) = \lambda y(r)$	$F[k] = \delta(k-n)$
2/0585	12/0279	100
1/9337	12/7149	300
1/7038	14/4476	500
1/5494	15/5395	600

جدول (۲) مقادیر مدول (نمونه جدول قابل قبول).

$f(r) = y(r)$	$f(r) = \lambda y(r)$	$F[k] = \delta(k-n)$
۲/۰۵۸۵	۱۲/۰۲۷۹	۱۰۰
۱/۹۳۳۷	۱۲/۷۱۴۹	۳۰۰
۱/۷۰۳۸	۱۲/۴۴۷۶	۵۰۰
۱/۵۴۹۴	۱۵/۵۳۹۵	۶۰۰

نقاط واقع در نمودارها را با علائم متداول مانند \square ، \circ ، \times ، Δ ، نشان دهید. از رسم خطوط شطرنجی در نمودارها خودداری کنید. محور نمودارها دارای واحد باشد.

۲-۸- آنالیز ماکرو مکانیک

مدل سازی و تحلیل کامپوزیت در دو بخش میکرو مکانیک و ماکرو مکانیک صورت پذیرفت. در بخش میکرو مکانیک تک تک اجزا تشکیل دهنده کامپوزیت مورد توجه قرار گرفته و مدل سازی می شوند. قيود و بارگذاری به طور مستقیم بر اجزا کامپوزیت اعمال شده و تنش های منتجه در هر یک از اجزا تحت بررسی قرار می گیرند. خواص مکانیکی فاز زمینه و تقویت کننده به طور جداگانه اعمال می گردد. در بخش ماکرو مکانیک کامپوزیت به عنوان ساختاری واحد و یکپارچه در نظر گرفته می شود. اجزا تشکیل دهنده به طور منفرد مدل سازی نمی گردند بلکه سازه ی کامپوزیتی به عنوان یک جسم همگن مدل سازی شده، قيود و بار های اعمالی بر آن اثر می کنند. خواص مکانیکی ساختار کامپوزیت که از بخش میکرو مکانیک استخراج شده اند، در این مرحله به مدل

به راستای اعمال نیرو به پیچ اعمال شد. خواص ماده کامپوزیتی با الیاف رندوم نیز با استفاده از روابط (۷)، (۸) و (۹) استخراج شد و بر مدل ماکرو با لایه رندوم اعمال شد.

۲-۸-۴-۴-مش بندی

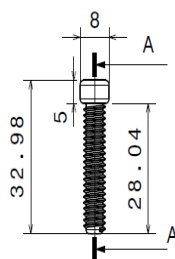
المان ده گره‌ای (C3D10:A10- node quadratic tetrahedron) از مجموعه المان های نرم افزار آباکوس جهت این مطالعه انتخاب شد. اندازه المان بهینه سازی شد و همگرایی مناسب بدست آمد. مش بندی به صورت فری روی نمونه ریخته شد.

۲-۸-۴-۵-شرایط مرزی

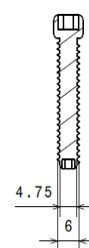
پیچ مدل شده از یک انتها در راستای محور Y مقید شد و نیرویی در انتهای دیگر به پیچ اعمال شد. نیروی اعمال شده به پیچ افزایش یافته تا زمانی که تنش کششی طولی، به استحکام نهایی آنالیز میکرو نزدیک شود. شرایط مرزی اعمال شده به پیچ برای بار گذاری کششی در شکل (۹) - الف) نشان داده شده است. در شرایط مرزی برای اعمال خمش سه نقطه ای مطابق شکل (۹-ب) دو طرف پیچ در راستای محور Y یکی زیر سر پیچ و دیگری انتهای پیچ قید گذاری شد، و وسط پیچ نیز با اعمال قید جابه جایی در راستای محور X به طرف پایین بار گذاری شد.

۲-۸-۴-۶-معیار شکست

تنش اعمال شده به پیچ افزایش یافت تا زمانی که تنش کششی طولی در بیرونی ترین لایه، به استحکام نهایی تک لایه نزدیک شود. این تنش با توجه به روابط (۷) و (۸)، محاسبه گردید. مقدار بار خمشی مجاز با مقایسه حداکثر تنش طولی ایجاد شده در مدل و استحکام کششی طولی کامپوزیت تعیین شد.



Front view
Scale: 1:1



Section view A-A
Scale: 1:1

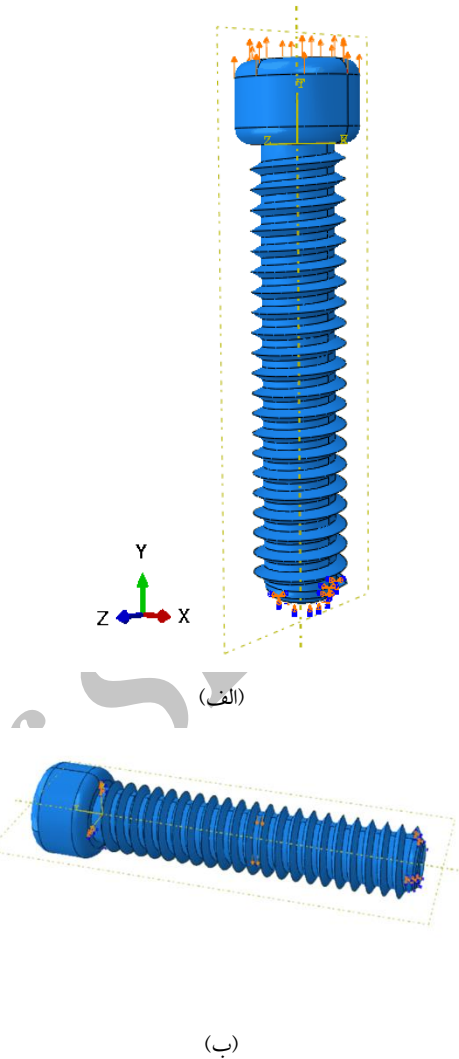
شکل (۸) ابعاد پیچ مدل سازی شده در نرم افزار کتیا [۳۲]

بار گذاری خمشی به طور جداگانه بر روی مدل اعمال شد تا ظرفیت بار پذیری مدل تحت بار های منفرد و نیز نقطه ایجاد تنش بحرانی در اثر هر بار گذاری تعیین گردد. بهینه سازی درصد لایه ها با در نظر گرفتن چهار حالت با درصد های مختلف از سه لایه ای شامل لایه های در مرکز پیچ الیاف تک جهته با زاویه صفر درجه بعد از آن دو لایه کامپوزیتی با الیاف ± 20 درجه و در نهایت لایه خارجی پیچ کامپوزیتی با الیاف رندوم مدل سازی شد. درصد های در نظر گرفته شده سه لایه ای (UD/ $\pm 20/R$) شامل: (۶۵/۱۰/۲۵)، (۶۰/۱۰/۳۰)، (۵۵/۲۰/۲۵)، (۶۰/۲۰/۲۰) باشند. یک حالت از درصد لایه های دو لایه ای شامل ۷۰٪ لایه با الیاف تک جهته در مرکز پیچ و ۳۰ درصد لایه با الیاف رندوم در بیرونی ترین لایه، (UD/R) مدل سازی شد.

۲-۸-۴-۳-اعمال خواص مواد:

خواص مکانیکی استخراج شده از آنالیز میکرو به صورت ثابت های مهندسی در ماژول خواص ماده در آباکوس برای مدل ماکرو تعریف شد. ثابت های الاستیک بدست آمده از مدل کامپوزیتی برای الیاف با آرایش تک جهته به مدل ماکرو با درصد های متغیر از قطر پیچ اعمال شد. همچنین به صورت مشابه ثابت های الاستیک بدست آمده از مدل کامپوزیتی برای الیاف با آرایش زاویه دار ۲۰ درجه نسبت

فاز زمینه به ۸۵ مگاپاسکال، تنش در فاز تقویت کننده به ۴۸۷ مگاپاسکال رسید. با استفاده از رابطه (۶) استحکام کششی کامپوزیت برابر با ۲۴۵/۸ مگاپاسکال محاسبه شد. شکل (۱۲ الف) نتیجه آنالیز میکرو مکانیک برای الیاف تک جهته در بارگذاری کششی را نشان می دهد. برای الیاف با زاویه ۲۰ درجه با افزایش تنش کششی بر روی المان معرف حجم تنش سهم پلیمر حدود ۸۵ مگا پاسکال و تنش سهم الیاف حدود ۴۷۱/۴ مگاپاسکال شد که معیار شکست در آنالیز میکرو به حساب می آید. تنش طولی میانگین در آنالیز میکرو برای کامپوزیت با الیاف زاویه ۲۰ درجه بر طبق رابطه (۶)، ۲۳۹/۵ مگا پاسکال محاسبه شد. شکل (۱۰ ب) نتیجه آنالیز میکرو برای الیاف با زاویه ۲۰ درجه نسبت به راستای نیرو را نشان می دهد. با استفاده از رابطه هالپین-تسای مدول لایه رندوم ۱۸/۷ گیگا پاسکال محاسبه شد.

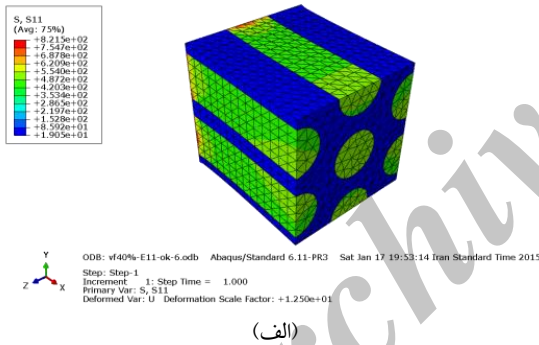


شکل (۹): الف) شرایط مرزی اعمالی به پیچ مدل سازی شده در بارگذاری کششی؛ ب) شرایط مرزی اعمالی به پیچ مدل سازی شده در بارگذاری خمشی

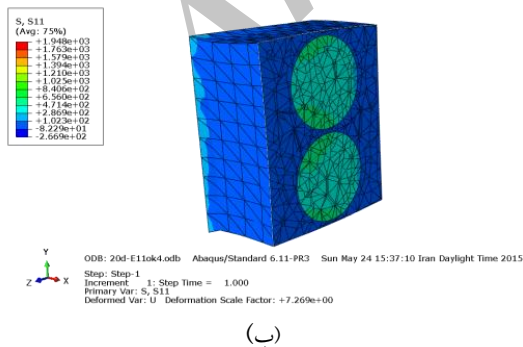
۳-نتایج:

۳-۱-نتایج آنالیز میکرو

با افزایش تنش کششی بر روی RVE، تنش در هر دو جزء زمینه و تقویت کننده افزایش می یابد که الیاف سهم تنش بیشتری را متحمل می شوند. معیار شکست در آنالیز میکرو زودتر رسیدن هر یک از اجزا زمینه یا تقویت کننده به تنش نهایی آن جزء می باشد. در اینجا تنش نهایی پلیمر ۸۵ مگا پاسکال و الیاف بیو گلاس ۶۷۰ مگاپاسکال می باشد. افزایش تنش کششی اعمالی به کامپوزیت تا رسیدن تنش



(الف)



(ب)

شکل (۱۰): الف) نتیجه آنالیز میکرو برای الیاف تک جهته با زاویه صفر درجه، ب) نتیجه آنالیز میکرو برای الیاف با زاویه ۲۰ درجه نسبت به راستای نیرو

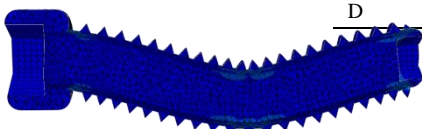
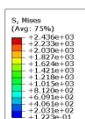
دهنده هر لایه از پیچ می توان مدول موثر پیچ کامپوزیتی را محاسبه کرد. با توجه به روابط (۱۰) و (۱۱) در آنالیز ماکرو با درصد لایه های (55/20/25) مدول خمشی و استحکام خمشی به ترتیب برابر ۲۱/۰۹ گیگاپاسکال و ۲۷۵/۹۹ مگاپاسکال محاسبه شد، و با توجه به روابط (۱) و (۲) و نتایج آنالیز میکرو ضریب کشسانی در راستای طولی برای

با توجه به روابط (۵) و (۶) و محاسبات تنش متوسط و کرنش متوسط ثابت های الاستیک شامل مدول های برشی، مدول های الاستیسیته و ضریب پواسون برگرفته از آنالیز میکرو در جدول (۲) آمده است.

جدول (۲) ثابت های الاستیک استخراج شده از آنالیز میکرو مکانیک

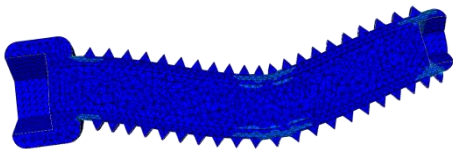
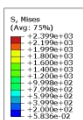
مدل با آرایش الیاف تک جهت و ۲۰ درجه

	E1	E2	E3	nu12	nu13	nu23	G12	G13	G23
UD	24807.6	7205.88	7716.4	0.36	0.3	0.57	3730.15	2149.09	1822.7
20	20096	12368.4	4913.1	0.35	0.54	0.38	4161.49	3705.58	1257.9
D									



ODB: bending-65%14.odb Abaqus/Standard 6.11-PR3 Sat May 23 19:19:30 Iran Daylight Time 2015
Step: Step-1
Increment: 1; Step Time = 1.000
Primary Var: S, Minors
Deformed Var: U; Deformation Scale Factor: +9.09e+00

(الف)



ODB: flexural-55-20-25-2.odb Abaqus/Standard 6.11-PR3 Sun May 24 00:23:38 Iran Daylight Time 2015
Step: Step-1
Increment: 1; Step Time = 1.000
Primary Var: S, Minors
Deformed Var: U; Deformation Scale Factor: +9.09e+00

(ب)

شکل (۱۱): (الف) نتیجه آنالیز تست خمش سه نقطه ای توسط نرم افزار المان محدود برای پیچ با درصد لایه (65/10/25)؛ (ب) نتیجه آنالیز تست خمش سه نقطه ای توسط نرم افزار المان محدود برای پیچ با درصد لایه (55/20/25)

۴- بحث:

پیچ ها و پلاک های استخوانی فلزی برای بهبود شکستگی های استخوان استفاده می شوند. پیچ ها می توانند برای محکم کردن پلاک به استخوان استفاده شوند یا اینکه خود به طور مستقیم بدون پلاک بسته به نوع شکست استخوان در استخوان به کار گرفته شوند. با این وجود بعد از بهبود استخوان در بعضی موارد نیاز به برداشتن آن ها است که موجب آسیب بیشتر به بیمار می شود. حتی خروج موفقیت آمیز ایمپلنت می تواند موجب ایجاد تنش به وسیله خارج

۳-۲- نتایج آنالیز ماکرو

در آنالیز ماکرو پیچ با درصد لایه های متفاوت شامل لایه ها با الیاف تک جهت در مغز پیچ، لایه ها با الیاف $\pm 20^\circ$ به صورت متقارن بعد از لایه های با الیاف تک جهت و در نهایت بیرونی ترین لایه ها با الیاف رندوم طراحی شد. با افزایش مقدار جابه جایی تا زمانی که تنش در لایه های نزدیک به سطح خارجی پیچ به تنش کششی میانگین در آنالیز میکرو، الیاف با زاویه 20° درجه یعنی $239/5$ رسید و با توجه به معیار شکست در آنالیز ماکرو استحکام خمشی و مدول خمشی با استفاده از روابط (۷) و (۸) محاسبه گردید. با افزایش مقدار جابه جایی، مقادیر تنش در هر سه ناحیه افزایش یافت اما در ناحیه میانی قبل از ناحیه داخلی و ناحیه خارجی به حد استحکام نهایی خود معادل $250/9$ مگاپاسکال رسید. با توجه به جدول (۳) و مقایسه تنش های ایجاد شده در پیچ ها با درصد های لایه بندی متفاوت و در نظر داشتن اینکه پیچ از استحکام خمشی مناسبتری برخوردار باشد [۳۳]. نتایج آنالیز خمش سه نقطه ای برای پیچ مدل شده با درصد های لایه بندی (65/10/25) مطابق شکل (۱۱- الف) نشان داده شده است. شکل (۱۱- ب) نتیجه آنالیز تست خمش سه نقطه ای با درصد لایه بندی (55/20/25) را نشان می دهد. با توجه به درصد تشکیل

۲۰ درجه قبل از بقیه به حد نهایی استحکام رسیده است. بر اساس تئوری بیم برای مقاطع دایره ای، استحکام خمشی طبق جدول (۳) آورده شده است. با توجه به اینکه استحکام کششی متوسط محاسبه شده طبق رابطه ۶ حدود ۲۴۵/۸ مگا پاسکال در آنالیز میکرو برای الیاف تک جهته و در نظر داشتن آن به عنوان معیار شکست در آنالیز ماکرو تنش های کششی ایجاد شده در جدول (۳) آورده شده است.

جدول (۳) استحکام پیچ های مورد نظر تحت بارگذاری با تغییر در

درصد لایه های کامپوزیت

آرایش الیاف	استحکام کششی (MPa)	استحکام خمشی (MPa)
UD/±20/R	۳۰۱/۴	۲۴۶/۴
۵۵/۲۰/۲۵	۲۸۶/۲۲	۳۲۴/۲
۶۰/۱۰/۳۰	۲۸۵/۲۷	۲۴۴/۲۸
۶۵/۱۰/۲۵	۳۶۹/۷۷	۳۴۷

آرایش الیاف	استحکام کششی (MPa)	استحکام خمشی (MPa)
UD/R	۲۹۹/۴۶	۲۷۵/۴

تک جهته با زوایای $\pm 20^\circ$ درجه و رندوم بهترین پیچ از لحاظ تحمل بار ترکیبی خمشی انتخاب شود که با توجه به آنالیز المان محدود با شرایط مذکور و المان بندی انجام شده با بارگذاری یکسان برای همه پیچ ها با درصد لایه بندی های مختلف پیچ با درصد لایه بندی (۶۵/۱۰/۲۵) استحکام کششی بیشتری از خود نشان داد. خمش در اثر نیروهایی که باعث پیچش استخوان حول محور آناتومیکی شوند، ایجاد می شود. این باعث فشردگی استخوان در یک سطح و کشش یا کشیدگی در سطح مقابل می شود، ولی تنش در مناطق نزدیک به محور استخوان به وجود نخواهد آمد. هر چه از محور استخوان دورتر شویم مقدار تنش به همان نسبت افزایش می یابد به طوری که حداکثر آن در

کردن پیچ از سوراخ ها شود که این خود موجب شکست دوباره استخوان می شود. ۷ تا ۲۶ درصد از شکستگی های استخوان بعد از خارج کردن پیچ از استخوان گزارش شده است [۳۴].

در دهه گذشته کامپوزیت های تولید شده به وسیله الیاف در هم تنیده و بافته شده رضایت لازم برای بهبود استخوان و نیازهای بیولوژیکی و مکانیکی را فراهم آورده است. پیچ های کامپوزیتی طراحی شده در این مطالعه به خاطر تخریب پذیر بودن در محیط بدن امکان برداشت مجدد بعد از بهبودی استخوان را حذف می کند. این پیچ ها همچنین دارای الیاف شیشه ای پایه فسفاتی است که شبیه ترکیب استخوان طبیعی هستند [۳۵]. شیشه فسفات ها می توانند در بدن یون کلسیوم و فسفات آزاد کنند و زیست فعال هستند [۳۶]. خواص مکانیکی پیچ بستگی به پارامتر های مختلف هندسی از جمله عمق رزوه، طول رزوه و خواص مکانیکی مواد پیچ دارد. هرچه عمق و طول رزوه بیشتر باشد به نسبت درگیری پیچ با استخوان بیشتر بنابراین توان نگه داری نیز افزایش می یابد. ایمپلنت های با خواص مکانیکی نزدیک به استخوان می توانند از تمرکز تنش بر روی استخوان جلوگیری کنند.

پیچ ترکیب مختلف با درصد لایه بندی های مختلف، دو لایه ای و سه لایه ای تحت خمش سه نقطه ای قرار گرفتند و نتایج حاصل از تحلیل در جدول (۳) خلاصه شده است. پیچ با این دو حالت لایه بندی دیرتر به حالت شکست می رسد. با اعمال جابه جایی های یکسان با توجه به معیار شکست در آنالیز ماکرو ملاحظه شد دو پیچ سه لایه با درصد لایه های (۵۵/۲۰/۲۵) و (۶۵/۱۰/۲۵) دارای تنش ایجاد شده کمتری حدود ۲۰۰ مگاپاسکال و ۲۰۳/۱ مگاپاسکال هستند که از استحکام نهایی محاسبه شده (۲۳۹/۵ مگاپاسکال) فراتر نرفته اند. تنش در لایه با الیاف

سطح آن خواهد بود [۳۸]. طبق گزارش فلفل و همکارانش استحکام خمشی پیچ از اهمیت بالایی برخوردار است با توجه به این امر، هدف بهینه سازی استحکام خمشی پیچ می باشد [۳۸،۳۷].

با توجه به جدول (۳) پیچ با درصد لایه (۶۵/۱۰/۲۵) از استحکام خمشی بالایی برخوردار است و تمرکز تنش نیز در آن به نسبت پیچ های دیگر کمتر است انتخاب مناسبی می باشد. در این مطالعه، از کامپوزیت مشابه با جنس استخوان کورتیکال با خواص مکانیکی نزدیک به آن برای حذف مشکل تنش سپری استفاده شده است. با توجه به معادلات (۱۰) و (۱۱)، در آنالیز ماکرو پیچ با درصد لایه های (۶۵/۱۰/۲۵)

دارای مدول خمشی و استحکام خمشی برابر با ۲۲/۷ گیگاپاسکال و ۳۴۷ مگا پاسکال است ، با توجه به روابط (۱) و (۲) ضریب کشسانی در راستای طولی ۲۴/۸ گیگا پاسکال تخمین زده شد. استحکام خمشی و ضریب کشسانی برای استخوان کورتیکال ۹۰-۱۸۰ مگاپاسکال و ۶-۲۰ گیگا پاسکال گزارش شده است [۳۷]. ضریب کشسانی در آنالیز حاضر مقداری از ضریب کشسانی استخوان کورتیکال بیشتر است. نتایج تجربی فلفل و همکارانش به این صورت است که استحکام خمشی و مدول خمشی برای پیچ با درصد لایه های (۷۰/۳۰)، (رندوم / تک جهته) و کسر حجمی ۳۰ درصد ۲۵۰ مگا پاسکال و ۲۵ گیگا پاسکال گزارش شده است [۳۷]. شیکینامی و همکارانش استحکام خمشی و مدول خمشی برای کامپوزیت های هیدروکسی آپاتیت/ پلی ال-لاکتیک اسید را با کسر وزنی (۶۰/۴۰) به ترتیب ۲۷۰ مگاپاسکال و ۹/۱ گیگا پاسکال گزارش کردند که این حالت بیشترین استحکام خمشی را در بین مطالعات آنها داشت [۳۸]. کینولینگ و همکارانش استحکام خمشی و مدول خمشی

برای میله های کامپوزیتی ساخته شده از (Chitosan/HA) را به ترتیب برابر ۸۶ مگاپاسکال و ۳/۴ گیگا پاسکال گزارش کردند [۳۹]. فوروکاوا و همکارانش رفتار مکانیکی میله کامپوزیتی hydroxyapatite/poly (l-lactide) با چهار کسر وزنی مختلف را مورد بررسی قرار دادند که استحکام خمشی در رنجی بین ۲۷۰-۲۵۰ مگاپاسکال و مدول خمشی در رنجی بین ۱۲-۷ گیگاپاسکال گزارش شد [۴۰-۴۲]. کوچی گوتو و همکاران استحکام خمشی و مدول خمشی برای پیچ های ساخته شده از پلیمر پلی-ال لاکتیک اسید را به ترتیب ۲۵۸/۵ مگاپاسکال و ۶/۵ گیگاپاسکال گزارش کردند و برای پیچ کامپوزیتی (HA/PLLA) استحکام خمشی و مدول خمشی را به ترتیب ۲۶۹/۲ مگاپاسکال و ۷/۶ مگاپاسکال گزارش کردند [۴۳].

جدول (۴) مقایسه استحکام خمشی و بیشترین بار خمشی تست تجربی نمونه های مطالعه حاضر با نمونه های مطالعات فلفل و همکاران را نشان می دهد.

جدول (۴) مقایسه استحکام خمشی و بیشترین بار خمشی بر نمونه های مورد آزمایش در مطالعه حاضر و نمونه های مطالعات پیشین

نمونه	بیشترین نیروی خمشی (N)	سفتی خمشی (N.mm ⁻¹)
(۶۵/۱۰/۲۵)	۲۴۵±۱۰	۳۷۵±۱۵
(۷۰/۳۰)	۳۴۰±۸	۳۳۳±۱۷
پیچ تک لایه با الیاف تک جهته [۶۹]	۳۹۰±۲۷	۳۵۲±۱۷
پیچ پلیمری [۶۹]	۱۹۰±۱۹	۲۱۱±۸

جدول (۵) مقایسه ای از استحکام خمشی پیچ سه لایه ای مطالعه حاضر و پیچ های کامپوزیتی مطالعات پیشین را نشان می دهد.

استخوانی کامپوزیتی مورد مطالعه قرار گرفت. نتایج نشان داد:

- ۱- مدول الاستیسته در جهت طولی حدود ۲۴/۸ گیگا پاسکال است.
 - ۲- استحکام خمشی و مدول خمشی نیز نتایج قابل قبولی را در مقایسه با استحکام خمشی و مدول خمشی استخوان کورتیکال داد.
 - ۳- با توجه به جدول (۵) و مقایسه نتیجه تجربی تست خمش دو نمونه دو لایه ای و سه لایه ای پیچ کامپوزیتی سه لایه ای ازسفتی خمشی بیشتری و برابر^۱($N.mm^{-1}$) ۳۷۵ برخوردار است.
 - ۴- استحکام خمشی و مدول خمشی در پیچ سه لایه ای با درصد لایه بندی (۶۵/۱۰/۲۵) به ترتیب برابر ۳۴۷ مگاپاسکال و ۲۲/۷ گیگاپاسکال به دست آمد.
 - ۵- با توجه به اینکه کسر حجمی الیاف در مطالعه آنالیز میکرو ثابت و برابر ۴۰٪ در نظر گرفته شد. این مقادیر نزدیک به خواص خمشی استخوان کورتیکال (۱۸۰-۹۰ مگاپاسکال و ۲۰-۶ گیگاپاسکال) است.
- با این وجود در ادامه این تحقیق نیاز به آزمون های تست کشش به منظور تطابق آن با نتایج المان محدود حاضر است.

۲- فهرست علائم

v	ضریب پواسون
G	مدول برشی
$\bar{\epsilon}_{11}$	کرنش طولی میانگین
σ_x^{ave}	تنش متوسط

جدول (۵) مقایسه استحکام و مدول خمشی آنالیز پیچ سه لایه ای با نمونه های کامپوزیتی تجربی ساخته شده

مدول	استحکام	نمونه
(GPa)	(MPa)	خمشی / خمشی
۹/۱	۲۷۰	هیدروکسی آپاتیت/ پلی-ال لاکتیک اسید کسر وزنی (۶۰/۴۰) [۳۸]
۳/۴	۸۶	میله کامپوزیتی (Chitosan/HA) [۳۹]
۶/۵	۲۵۸/۵	پلیمر پلی-ال لاکتیک اسید [۴۳]
۲۵	۲۵۰	پیچ کامپوزیتی دو لایه (۷۰/۳۰) کسر حجمی ۳۰٪ [۳۷]
۲۲/۷	۳۴۷	پیچ کامپوزیتی سه لایه (۶۵/۱۰/۲۵) کسر حجمی ۴۰٪

در این مطالعه پیچ کامپوزیتی با درصد لایه بندی (۶۵/۱۰/۲۵) و کسر حجمی ۴۰ درصد دارای استحکام خمشی و مدول خمشی به ترتیب ۳۴۷ مگاپاسکال و ۲۲/۷ گیگاپاسکال است. جهت تایید مدل در آنالیز میکرو مقایسه ای با نتایج مطالعات فلفل و همکارانش انجام گرفت، این مقایسه با آرایش هگزاگونال انجام گرفت. اختلاف استحکام خمشی محاسبه شد، با مقایسه آنالیز پیچ با درصد لایه بندی (۷۰/۳۰) و کسر حجمی ۳۰ درصد با نتایج تجربی فلفل و همکارانش استحکام خمشی ۲۵۰/۱۵ مگاپاسکال محاسبه شد که درصد اختلاف آن ها حدود ۰/۰۵ درصد محاسبه شد.

۵- نتیجه گیری:

در مطالعه حاضر از نتایج کامپوزیت پلی-ال-لاکتیک اسید/ بیوگلاس به عنوان یک ماده جدید برای پیچ استخوانی با استفاده از روش المان محدود سه بعدی در روند های میکرو مکانیک و ماکرو مکانیک استفاده شده است. مدول الاستیسته در این پیچ ها در جهت طولی نزدیک به مدول الاستیسته استخوان کورتیکال است. خواص خمشی پیچ

مراجع:

- [10] Fujihara K., Huang ZM., Ramakrishna S., Hamada H. Influence of processing conditions on bending property of continuous carbon fiber reinforced PEEK composites, *Composites Science and Technology*, Vol. 64, 2004, pp. 2525–2534.
- [11] Fujihara K., Huang ZM., Ramakrishna S., Satknanantham K., Hamada H., Feasibility of knitted carbon/PEEK composites for orthopedic bone plates, *Biomaterials*, Vol. 25, 2004, pp. 3877–3885.
- [12] Huang ZM., Fujihara K., Stiffness and strength design of composite bone plates, *Composites Science and Technology*, Vol. 65, 2005, pp. 73–85.
- [13] Park SW., Yoo SH., An ST., Chang SH., Material characterization of glass/polypropylene composite bone plates according to the forming. Condition and performance evaluation under a simulated human body environment, *Scholarly articles for Compos*, Vol. 43, 2012, pp. 1101–1108.
- [14] Bradley JS, Hastings GW, Johnson-Nurse C. Carbon fibre reinforced epoxy as a high strength, low modulus material for internal fixation plates, *Biomaterials*, Vol. 1, 1980, pp. 38–40.
- [15] McKenna G.B., Bradley G.W., Dunn H.K., Statton W.O., Mechanical properties of some fibre reinforced polymer composites after implantation as fracture fixation plates, *Biomaterials*, Vol. 1, 1980, pp. 189–192.
- [16] Gillett N., Brown S.A., Dumbleton J.H., Pool RP., The use of short carbon-fiber reinforced thermoplastic plates for fracture fixation. *Biomaterials*, Vol. 6, 1985, pp. 113–121.
- [17] Jockisch K.A., Brown S.A., Bauer T.W., Merritt K. Biological response to chopped carbon- fiber-reinforced peek, *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 26, 1992, pp.133–146.
- [18] Ali M.S., French T.A., Hastings G.W., Rae T., Rushton N., Ross E.R.S., et al., Carbon fiber composite bone plates – development, evaluation and early clinical experience, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 72, 1990, pp. 586–591.
- [1] Gefen A., Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 24, 2002, pp. 337–347.
- [2] Moyen B.J., Lahey Jr P.J., Weinberg E.H., Harris W.H., Effects on intact femora of dogs of the application and removal of metal plates, A metabolic and structural study comparing stiffer and more flexible plates, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, Vol. 60, 1978, pp. 940–947.
- [3] Uthhoff H.K., Finnegan M., The effects of metal plates on post-traumatic remodelling and bone mass. *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 65, 1983, pp. 66–71.
- [4] Moyen B.J., Lahey P.J., Weinberg E.H., Rumelhart C., Harris WH. Effects of application of metal plates to bone, Comparison of a rigid with a flexible plate, *Acta Orthopædica Belgica*, Vol. 46, 1980, pp. 806–15.
- [5] Baidya K.P., Ramakrishna S., Rahman M., Ritchie A., Quantitative radiographic analysis of fiber reinforced polymer composites. *Journal of Biomaterials Applications*, Vol. 15, 2001, pp. 279–89.
- [6] Okazaki Y., Gotoh E., Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro. *Biomaterials*, Vol. 26, 2005, pp. 11–21.
- [7] Baidya K.P., Ramakrishna S., Rahman M., Ritchie A., Quantitative radiographic analysis of fiber reinforced polymer composites, *Journal of Biomaterials Applications*, Vol. 15, 2001, pp. 279–289.
- [8] Antoniac L., Laptou Popescu D., Cotrut C., Parpala R., Development of Bioabsorbable Interference Screws: How Biomaterials Composition and Clinical and Retrieval Studies Influence the Innovative Screw Design and Manufacturing Processes, *Springer Series in Biomaterials Science and Engineering*, Vol. 1, 2013 , pp. 107-136.
- [9] Ramakrishna K., Sridhar I., Sivashanker S, Ganesh V.K., Ghista D.N., Analysis of an internal fixation of a long bone fracture, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, Vol. 5, 2005, pp. 89–103.

- [29] Medeiros R., Moreno M.E., Marques F.D., Tita V., Effective Properties Evaluation for Smart Composite Materials, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 2012, pp. 362-370.
- [30] Younes R., Hallal A., Fardoun F., Hajj Chehade F., Comparative Review Study on Elastic Properties Modeling for Unidirectional Composite Materials. *Composites and Their Properties*, Vol. 17, 2012, pp. 391-408.
- [31] Potluri P., Manan A., Mechanics of non-orthogonally interlaced textile composites, *Composites: Part A*, Vol. 38, 2007, pp. 1216-1226.
- [32] Felfel RM, Ahmed I, Parsons AJ, Rudd CD. Bioresorbable composite screws manufactured via forging process: pull-out, shear, flexural and degradation characteristics. *The Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 18, 2013, pp. 108-122.
- [33] Nordin M., Francle, V.H., Basic biomechanics of the musculo-skeletal system, 3rd edition, Lippincott Williams & wilkins, New York, 2001.
- [34] Alford J.W., Bradley M.P., Fadale, P.D., Crisco, J.J., Moore, D.C., Ehrlich, M.G., Resorbable fillers reduce stress risers from empty screw holes, *Journal of Trauma*, Vol. 63, 2007, pp. 647-654.
- [35] Ahmed I., Lewis M., Olsen I., Knowles J.C., Phosphate glasses for tissue engineering: Part 1, Processing and characterisation of ternary-based $P_2O_5-CaO-Na_2O$ glass system, *Biomaterials*, Vol. 25, 2004, pp. 491-499.
- [36] Navarro M., Planell J.A., Bioactive composites based on calcium phosphates for bone regeneration. *Key Engineering Materials*, Vol. 44, 2010, pp. 203-233.
- [37] Felfel R.M., Ahmed I., Parsons A.J., Rudd CD., Bioresorbable screws reinforced with phosphate glass fibre: manufacturing and mechanical property characterisation, *The Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 17, 2013, pp. 76-88.
- [19] Schambron T., Lowe A., McGregor H.V., Effects of environmental ageing on the static and cyclic bending properties of braided carbon fibre/PEEK bone plates, *Composites Part B: Engineering*, Vol. 39, 2008, pp. 1216-1220.
- [20] Armentano I., Dottori M., Fortunati E., Mattioli S., Kenny J.M., Biodegradable polymer matrix nanocomposites for tissue engineering: a review, *Polymer Degradation and Stability*, Vol. 95, 2010, pp. 2126-2146.
- [21] Kharazi A.Z., Fathi M.H., Bahmany F., Design of a textile composite bone plate using 3D-finite element method, *Materials & Design*, Vol. 31, 2010, pp. 1468-1474.
- [22] Harper L.T., Ahmed I., Felfel R.M., Qian C., Finite element modelling of the flexural performance of resorbable phosphate glass fibre reinforced PLA composite bone plates, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 15, 2012, pp. 13-23.
- [23] Wang H.W., Zhou H.W., Gui L.L., Ji H.W., Zhang X.C., Analysis of effect of fiber orientation on Young's modulus for unidirectional fiber reinforced composites, *Composites Part B*, Vol. 56, 2014, pp. 733-739.
- [24] Arteiro A., Catalanotti G., Melro A.R., Linde P., Camanho P.P., Micro-mechanical analysis of the in situ effect in polymer composite laminates, *Composite Structures*, 2014, vol. 116, pp. 827-840.
- [25] Sun C. T., Vaidya R. S., prediction of composite properties from a representative volume element, *Composites Science and Technology*, Vol. 56, 1996, pp. 171-179.
- [26] Ronald F., Gibson, Principles of composite material mechanics, New York: Taylor & Francis 2nd edition, 2007.
- [27] Harper L.T., Qian C., Turner T.A., Li S., Warrior N.A., Representative volume elements for discontinuous carbon fibre composites – Part 1: Boundary conditions, *Composites Science and Technology*, Vol. 72, 2012, pp. 225-234.
- [28] Kardos J. L., Critical issues in achieving desirable mechanical properties for short fiber composites, Vol. 57, 1985, pp. 1651-1657.

- [38] Shikinami Y., Okuno M., Bioresorbable devices made of forged composites of hydroxyapatite (HA) particles and poly-L-lactide (PLLA), Part I. Basic characteristics, *Biomaterials*, Vol. 20, 1999, pp. 859-877.
- [39] Qiaoling Hu., Baoqiang Li., Mang W., Jiacong Sh., Preparation and characterization of biodegradable chitosan/hydroxyapatite nanocomposite rods via in situ hybridization: a potential material as internal fixation of bone fracture, *Biomaterials*, Vol. 25, 2004, pp. 779-785.
- [40] Furukawa T., Matsusue Y., Yasunaga T., Shikinami Y., Okuno M., Nakamura T., Biodegradation behavior of ultra-high-strength hydroxyapatite/poly (L-lactide) composite rods for internal fixation of bone fractures. *Biomaterials*, Vol. 21, 2000, pp. 889-898.
- [41] Hasegawaa, Sh., Ishiia Sh., Tamuraa J., Furukawaa T., Neoa M., Matsusueb Y., Shikinamic Y., Okunoc M., Nakamura T., A 5-7 year in vivo study of high-strength hydroxyapatite/poly(L-lactide) composite rods for the internal fixation of bone fractures, *Biomaterials*, Vol. 27, 2006, pp. 1327-32.
- [42] Russias J., Saiz E., Nalla R.K., Gryn K., Ritchie R.O., Tomsia A.P., Fabrication and mechanical properties of PLA/HA composites: A study of in vitro degradation, *Materials Science and Engineering C*, Vol. 26, 2006, pp. 1289 - 1295.
- [43] Goto K. , Akiyama H. , Kawanabe K. , So K. , Nakamura T. , Use of HA-PLLA Composite Screws to Fix Acetabular Bone Graft in Cemented THA: Absorption Pattern of Screws in Six Patients, *Key Engineering Materials*, Vol. 493-494, 2012, pp. 422-425.