فصلنامه علمي پژوهشي

مهندسی مکانیک جامدات



http://jsme.iaukhsh.ac.ir

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

عماد حسینی'، انوشه زرگر خرازی'\*\*

\* نویسنده مسئول: hanosh\_zargar@yahoo.com

#### چکیدہ

#### واژههای کلیدی

پلی– ال– لاکتیک اسید ،شیشه زیست فعال، پیچ کامپوزیتی، استحکام خمشی

94/07/17	تاريخ ارسال:
94/.9/4.	تاريخ بازنگري:
94/10/78	تاريخ پذيرش:

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 تقويت كننده الياف شيشه زيست فعال جهت طراحي پيچ مد نظر قرار گرفت. ابتدا ضرايب 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 ارندوم (UD/R) و سه لایه ای متشکل از الیاف تک جهته ،الیاف با زاویه ۲۰± درجه نسبت به اعمال نيرو و الياف رندوم (UD/±20/R) با درصد هاى مختلف از ضخامت لايه 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 کامیوزیتی طراحی شده جهت تثبیت شکستگی ارتویدی از استحکام لازم برخوردار است و به عنوان کاندیدی جهت جایگزینی پیچ های فلزی قابل استفاده است.

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

۲- استادیار، دانشکده فناوریهای نوین، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.



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

Emad Hosseini<sup>1</sup>, Anoosh Zargar kharazi<sup>2,\*</sup>

\*Corresponding Author: anosh\_zargar@yahoo.com

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 eliminatePoly-l-lactic acid Bioactive glass fibers Composite screw Flexural strength
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
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
relative to bones, and local infections caused by releasing metallic Flexural strength ions have motivated research on replacing metallic screws with non metallic ones. Use of bioresorbable screws could eliminate
ions have motivated research on replacing metallic screws with non metallic ones. Use of bioresorbable screws could eliminate
non metallic ones. Use of bioresorbable screws could eliminate
non metallie ones. Ose of bioresofbable serews could emininate
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.

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

<sup>2-</sup>Assistant Professor, Faculty of advanced medical technology, Isfahan University, Isfahan, Iran

#### ۱- مقدمه

یکم، از روش های تثبیت شکستگی استفاده از پیچ ها است. پیچ های فلزی که عمدتا از فولاد زنگ نزن یا آلیاژ تیتانیوم ساخته می شوند شکست را به وسیله فراهم کردن فشار بین نواحي شكسته شده ، بهبود مي بخشند. پيچ هاي فلزي على رغم ایجاد تثبیت مناسب دارای مشکلات عدیده ای از جمله: بالا بودن مدول الاستيسيته آنها (١٠٠-٢٠٠) گيگا ياسكال 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 كاشتني فلزي 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 كاشتنى فلزى را پس از اتمام دوره التيام ايجاب مي کند. جراحی کردن وخروج 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 يارامتر هايي نظير ابعاد ،شكل هندسي ،مواد تشكيل دهنده ،ضخامت لايه هاي كامپوزيتي ،آرايش الياف تقويت كننده وكسر حجمي الياف محدوده وسيعي از خواص مكانيكي قابل دستيابي است. پيچ كامپوزيتي بايد استحكام لازم جهت تثبيت ناحيه شكسته شده را داشته باشد. به همين دليل به کار بردن کامپوزیت مناسب ،شکل هندسی مناسب برای پیچ و راننده پیچ از عوامل مهم برای رسیدن به استحکام

کافی است زیرا کامپوزیت های با ماتریس پلیمری استحکام کمی دارند[۸]. در تحقیقات اخیر دانشمندان پروتز هایی ،ساخته شده از انواع مختلف پليمر ابداع كردند. پليمر هاى ساده به ندرت خواص مكانيكي كافي براي يايداري كارآمد 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 کاملا 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/ ایو کسی و شیشه/ اپو کسی مثال هایی از کامپوزیت های ترمو ست هستند[۱۵،۱۴]. فیبر کرین یا زمینه های <sup>۱</sup> (PEEK)<sup>۴</sup>، (PS)<sup>۳</sup>، (PMMA)<sup>۲</sup>، (PP) و (PBT) مثال هایی از کامپوزیت های ترمو پلاستیک غیر قابل جذب هستند. كامپوزيت هاي ترموست غير قابل جذب به خاطر تاثیرات سمی که دارند در بدن انسان استفاده نمی شوند[۱۷،۱۶]. 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 توليد الياف بلند تک جهته والياف کوتاه تک

- ۴ -Polyether Ether ketone
- ۵ -Polybutylene terephthalate

www.SID.ir

<sup>1-</sup> Polypropylene

Y -Poly methyl Methacrylate Acrylic

۳ -poly styrene

جهته/ رندوم برای استفاده در تولید پروتز و خواص مکانیکی پلاک های استخوانی با کامپوزیت های تقویت شده با الياف كربن بافته شده آغاز شد[۱۹،۱۸] . در گذشته کامیوزیت قابل جذب برای استخوان های جراحی فک و دهان استفاده مي شد اما به خاطر خواص مكانيكي ضعيفشان از کاربرد آ نها در استخوان های بلند و سفت جلو گیری می شد. پلیمر های قابل جذب (پلی لاکتیک ) و کوپلیمر های آن مثل (PLA', PLLA', PLGA') با قرار گرفتن در جریان مايعات بدن شروع به تخريب شدن مي كنند[۲۰] . در دهه اخیر کامپوزیت های تولید شده به وسیله الیاف در هم تنیده و بافته شده رضایت لازم برای بهبود استخوان ونیاز های بیولوژیکی و مکانیکی را فراهم آورده است. بیشتر محققان تكنيك هاى متفاوت مدل كردن ايجاد كردند وجهت بافت و الگوی پیچیدن الیاف را بهینه سازی کردند. خرازی وهمكاران با استفاده از روش المان محدود طراحي يلاك استخوانی ساخته شده از کامپوزیت های بافته شده قابل جذب و تخمين زدن رفتار كششي وخمشي پلاك استخواني را انجام دادند[۲۱]. هرپر و همکارانش یک مدل المان محدود جديد براي پلاک استخواني کامپوزيتي اليافي غير 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

اورتوپدی تحت بار است. بدین منظور دو لایه با الیاف (رندوم و تک جهته) با درصد لایه های ۷۰٪ تک جهته و ۳۰٪ رندوم (UD/R) و سه لایه با لایه های تک جهته، تک جهته با زاویه ۲۰± درجه نسبت به اعمال نیرو و رندوم (UD/±20/R) با درصد لایه بندی های (۲۰/۲۰/۹) (۰۵/۲۰/۲۵)، (۶۰/۱۰/۳۰) ،(۶۵/۱۰/۲۵) با استفاده از نرم افزار 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-لاكتيك اسيد وتقويت كننده به شكل الياف تك جهته ،رندوم و تک جهته با زوایای ۲۰± 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 وتک جهته ،و وضعیت سه لایه شامل لایه های رندوم ،تک جهته و تک جهته با زوایای ۲۰± 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 كه لايه ها با الياف رندوم در محيط خارجي ،لايه ها با الياف تک جهته در مرکز و لايه ها با الياف زاويه 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 کامیوزیت مدل سازی شده صورت یذیر فت.

www.SID.ir

<sup>Poly lactic acid
poly –l lactic acid
poly glycolic acid</sup> 



شكل(۱) تقارن لايه بندى كامپوزيت[۲۴]

۲-1- آنالیز میکرو

۲-۱-۱- تئوری

طریقه قرار گرفتن الیاف داخل کامپوزیت می تواند به دو شکل آرایه مربعی وشش 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<sup>(</sup>(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.



v-representative volume element

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 وزمینه 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 (1) و(۲) انجام شود[۲۷].

$$\overline{\sigma ij} = \frac{1}{v} \int \sigma ij(x, y, z) dv \tag{1}$$

$$\overline{\varepsilon ij} = \frac{1}{v} \int \varepsilon ij(x, y, z) dv \tag{(Y)}$$

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 معادلهٔ (۳) محاسبه می شود[۲۶].

$$\overline{\varepsilon}_{11} = \frac{1}{V} \int_{S} u_1 n_1 dS = \frac{\delta_1}{a} \tag{(*)}$$

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].

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_{1} \\ \varepsilon_{2} \\ \varepsilon_{3} \\ \varepsilon_{5} \\ \varepsilon_{6} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_{1}} & -\frac{\upsilon_{12}}{E_{1}} & -\frac{\upsilon_{13}}{E_{1}} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\upsilon_{21}}{E_{2}} & \frac{1}{E_{2}} & -\frac{\upsilon_{23}}{E_{2}} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\upsilon_{31}}{E_{3}} & -\frac{\upsilon_{32}}{E_{3}} & \frac{1}{E_{3}} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G23} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G13} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G12} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_{1} \\ \sigma_{2} \\ \sigma_{3} \\ \sigma_{4} \\ \sigma_{5} \\ \sigma_{6} \end{bmatrix}$$
 (**f**)

در ماتریس کامپلیانس (۴) ٤٤،٤ ،٤٤ کرنش ها در جهت های ۱،۲،۳ هستند و ٤۶،٤<sub>4</sub> و6۶ کرنش های برشی هستند. ٤٤،٤٦ وE3 ضرایب کشسانی در جهات ۱،۲،۳ هستند.

σ<sub>2</sub>،σ<sub>1</sub> و σ<sub>5</sub>، σ<sub>4</sub> و σ<sub>5</sub>، σ<sub>1</sub> و σ<sub>2</sub>،σ<sub>1</sub> و σ<sub>5</sub>، σ<sub>6</sub> و σ<sub>5</sub> کرنش های برشی هستند. *v*<sub>23</sub>،*v*<sub>13</sub>،*v*<sub>12</sub> نسبت های پو آسون هستند و G<sub>13</sub>،G<sub>12</sub> و G<sub>23</sub> ضرایب کشسانی برشی هستند[۲۵].

۲-۱-۲- بار برشی طولی:

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



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

$$\varepsilon_x^{ave} = \frac{1}{ab} \int_0^a u dy \tag{(a)}$$

در رابطه (۵) a وط طول وعرض المان معرف حجم و u مقدار جابه جایی است. به همین صورت کرنش های متوسط درجهت 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 مهندسی برای محاسبه تنش های متوسط نیز با استفاده از معادله 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 وضخامت RVE هستند.

$$\sigma_x^{ave} = \frac{1}{abt} \int_v \sigma_x^{fiber} dv + \int_v \sigma_x^{resin} dv \tag{9}$$

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

$$Er = \frac{3}{8}E_{11} + \frac{5}{8}E_{22} \tag{V}$$

در معادله هالپین- تسای برای کامپوزیت با الیاف رندوم **E**<sub>11</sub> ضریب کشسانی کامپوزیت در جهت طولی و22 ضریب کشسانی کامپوزیت در جهت عرضی است. همچنین ضریب کشسانی کامپوزیت در جهت عرضی است. همچنین است. همچنین ضریب کشسانی کامپوزیت در جهت عرضی است. مریب فریب کشسانی کامپوزیت در بهت عرضی است. مریب فریب کشسانی کامپوزیت در بهت عرضی است. مریب فریب کشسانی کامپوزیت در بهت عرضی است. مریب کشسانی کامپوزیت در بهت عرضی است. مریب کشانی کامپوزیت در به مریب کشانی کامپوزیت در به مریب کشانی کاری در به مریب کشانی در به مریب کشانی در به مریب کاری در به مریب کشانی در به مریب کاری در به مریب در به مریب کاری در به مریب در بود در ب

$$G_r = \frac{1}{8}E_{11} + \frac{1}{4}E_{22} \tag{A}$$

$$v_r = \frac{E_r}{2G_r} - 1 \tag{9}$$

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

در مدل سازی میکرو المان 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) المان معرف محدود آباکوس ۶/۱۱ نشان می دهد. در تحلیل حاضر کسر حجمی الیاف ثابت و برابر ۴۰٪ در نظر گرفته شد.

\_**Å**\_



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

۲-۳-مدل سازی میکرو برای الیاف با آرایش 20± درجه نسبت به راستای اعمال نیرو

در آنالیز میکرو الیاف با آرایش ۲۰ درجه ، با المان معرف حجم به ابعاد(۱×۱/۲×۱) 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 ۲۰ درجه

### ۲-٤-پارامتر های مکانیکی وخواص 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

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-20CaO-5MgO-6Na2O) (12K2O-53SiO2) می باشد.

جدول (۱) خواص فیزیکی و مکانیکی پلی ال-لاکتیک اسید وشیشه				
	زيست فعال[٢۶]			
كرنش	استحكام	ضريب	جرم	
شكست(./)	نھايى	كشساني	حجمى	
	(MPa)	(GPa)	$(g/cm^3)$	
÷		~	1/80	پلى ال-لاكتيك
,	70	,	1/1/	اسيد
<b>\</b> / <b>\</b>	CY .	۵.	¥ / A	الياف شيشه
1/1	/1•	, ·	1/0	زيست فعال

#### ۲-۵-مش بندی:

جهت مش بندی مدل از المان A10-node (C3D10: A10) (C3D10: A10) (C3D10: مشد 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 ۲۰± نیز به همین صورت انجام یذیر فت.



شکل(۶) مش بندی C3D10: A10-node quadratic) (tetrahedron) آنالیز میکرو در الیاف با آرایش تک جهته

#### ۲-۲-شرایط مرزی

شرایط مرزی با مقید کردن یک وجه (RVE) و اعمال کردن بار جابه جایی اندک، (u = 10<sup>-6</sup>) میلیمتر دروجه 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. جابهجاییهای نرمال از مرزهای چهاروجهی محدود به مرزهایی که فقط موازی با مرزهای اصلی هستند جابهجا می شوند. جهت تعیین ضرایب صلبیت (G) در سه راستا ،شرایط مرزی متناسب با بار گذاری برشی در سه مرحله به طور جداگانه به مدل اعمال شد. شکل (۷-ب) یکی از مراحل بار گذاری بر روی مدل جهت حصول Gxy را نشان می دهد. جابه جایی به اندازه d<sub>y</sub> = 1 × 10<sup>−6</sup> بر روی وجه (X=a) قرار گرفت و وجه مقابل آن در سه راستا مقید شد[۳۰]. سپس با رابطه کلی  $\tau = G_{Y}$  ،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⊣لف) شرایط مرزی برای المان معرف حجم آرایش هگزاگونال



شکل(۷-ب) تعیین ضریب صلبیت کامپوزیت با شرایط مرزی اعمال شده جهت بدست آوردن G<sub>xy</sub>

۲-۷-معیار شکست در بار گذاری تک جهته

در مواد اورتوتروپیک برای بارگذاری های تک جهته ،معیار شکست بر اساس تنش در راستای محور اصلی تعریف می گردد. بنابر 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[۳1]. به عبارت دیگر روابط زیر می باید برقرار باشد:

مر σ<sub>T</sub> < σ<sub>TU</sub> , σ<sub>l</sub> < σ<sub>LU</sub> , π<sub>LT</sub> < τ<sub>LTU</sub> ..... اشکال و جداول کوچک کرده، بهطوری که در یک ستون جای گیرند. در عین حال بعد از کوچک کردن به آسانی قابل خواندن باشند. قرار دادن جداول و شکلها در بالا یا

پايين ستون و بعد از اولين ارجاع به آن در متن مقاله، به

نو يسندگان توصيه مي شود.

قبو ل).	قابل	، غير	جدول	(نمو نه	مدول	مقادير	جدول (۱)
---------	------	-------	------	---------	------	--------	----------

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

جدول (٢) مقادير مدول (نمونه جدول قابل قبول).

$f(r) = \mathbf{y}(r)$	$f(r) = \lambda \mathbf{y}(r)$	$F[k] = \delta(k-n)$
۲/۰۵۸۵	17/.779	۱
1/9444	17/1149	۳
١/٧٠٣٨	17/4479	۵
1/0494	10/0890	۶

نقاط واقع درنمودارها را با علائم متداول مانند ♦، □، •، ×، Δ، + نشان دهید. از رسم خطوط شطرنجی در نمودارها خودداری کنید. محور نمودارها دارای واحد باشد.

#### ۲-8-آنالیز ماکرومکانیک

مدل سازی و تحلیل کامپوزیت در دوبخش 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. قیود 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 ،قیود و بار های اعمالی بر آن اثر می کنند. خواص مکانیکی ساختار کامپوزیت که از بخش میکرومکانیک استخراج شده اند ،در این مرحله به مدل

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:

–لايه ابه طور متقارن حول محور خنثى آرايش يافته اند.
–لايه ها كاملا به هم متصل هستند وهيچ لغزشى بين آنها

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

$E_b = \frac{p}{\delta} \frac{l^8}{12\pi r^4}$	().
$\sigma_b = \frac{pl}{\pi r^{\rm s}}$	(1)

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 درنظر گرفته شد.



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

بارگذاری خمشی به طور جداگانه بر روی مدل اعمال شد تا ظرفیت بار پذیری مدل تحت بار های منفرد و نیز نقطه ایجاد تنش بحرانی دراثر 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 دولایه کامپوزیتی با الیاف ۲۰± درجه و در نهایت لایه خارجی پیچ کامپوزیتی با الیاف رندوم مدل سازی شد. درصد های درنظر گرفته شده سه لایه ای(R/۰۲/۱۸) شامل: 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/۲) مدل سازی شد.

#### ۲-۸-۳-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

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.

۲-۸-۲-مش بندی

المان ده گرهای C3D10:A10- node quadratic (C3D10:A10-(آباکوس 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.

#### ۲-۸-۵- 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 لف) 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 ،وسط پیچ نیز با اعمال قید جابه جایی در راستای محور X به طرف پایین بار گذاری شد.

۲-۸-۲- 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. 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 رابطه (۶) ، ۵/۳۳۹ مگا پاسکال محاسبه شد. شکل(۱۰ ب) نتیجه آنالیز میکرو برای الیاف با زاویه ۲۰ درجه بر طبق نتیجه آنالیز میکرو برای الیاف با زاویه ۲۰ درجه نسبت به راستای نیرو را نشان می دهد. با استفاده ازرابطه هالپین–



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



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

(ب)

#### ۳-نتايج:

#### ۳-۱-نتايج آناليز ميكرو

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 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 ۲۹/۹۹ مگاپاسکال محاسبه شد ،و با توجه به روابط (۱) و(۲) و نتایج آنالیز میکرو ضریب کشسانی در راستای طولی برای <u>الیاف تک ج</u>هته ۲۴/۸ گیگا پاسکال محاسبه شد.

(ب) شکل(۱۱۱): (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 محدودبرای پیچ با

درصد لابه (55/20/25)

٤- 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 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 پوآسون 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 جهته و ۲۰ درجه

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

#### ۲-۲-نتایج آنالیز ماکرو

در آنالیز ماکرو پیچ با درصد لایه های متفاوت شامل لایه ها با الياف تك جهته در مغز پيچ ،لايه ها با الياف٢٠± به صورت متقارن بعد از لایه های با الیاف تک جهته 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 ۲۰ درجه یعنی ۲۳۹/۵ 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 (۲۵۰/۹ 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 آنالیزخمش 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

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 ونیازهای 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 طبيعي هستند[۳۵]. شيشه فسفات ها مي توانند در بدن يون كلسيوم و فسفات آزاد كنند و زيست 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 جلو گیری کنند.

پنج 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 شکست در آنالیز ماکرو ملاحظه شد دو پیچ سه لایه با ایجاد شده کمتری حدود ۲۰۰ مگاپاسکال و۲۰۳۱ مگاپاسکال هستند که از استحکام نهایی محاسبه شده (۸۹/۹/۸ مگاپاسکال) فراتر نرفته اند. تنش در لایه با الیاف

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 بار گذاری با تغییر در

درصد لایه های کامپوزیت			
استحكام خمشي	استحكام كششى	آرايش الياف	
(MPa)	(MPa)	UD/±20/R	
749/4	۳.1/۴	۶·/۲·/۲·	
414/1	276/22	۵۵/۲۰/۲۵	
744/17	YA0/YV	۶۰/۱۰/۳۰	
345	364/VV	90/10/20	
استحكام خمشي	استحكام كششى	آرايش الياف	
(MPa)	(MPa)	UD/R	
200/4	199/49	۷۰/۳۰	

تک جهته با زوایای ۲۰± 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 وکشش 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

www.SID.ir

سطح آن خواهد بود[۳۸]. طبق گزارش فلفل و همکارانش استحکام خمشی پیچ از اهمیت بالایی برخودار 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 می باشد. در این مطالعه، از کامپوزیت مشابه با جنس می باشد. در این مطالعه، از کامپوزیت مشابه با جنس می باشد. در این مطالعه مان کرو 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 كورتيكال بيشتر است. نتايج تجربي فلفل و همکارانش به این صورت است که استحکام خمشی و مدول خمشي براي پیچ با درصد لایه هاي (۷۰/۳۰) ،(رندوم / تک جهته) وکسر حجمی ۳۰ درصد ۲۵۰ مگا پاسکال و ۲۵ گیگا پاسکال گزارش شده است[۳۷]. شیکینامی و همکارانش استحکام خمشی و مدول خمشی برای كامپوزیت های هیدروكسی آپاتیت/پلی ال-لاكتیك 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]. کیائولینگ 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 كاميوزيتي 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].کوجی 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 مگایاسکال و ۷/۶ مگایاسکال گزارش کردند [۴۳]. جدول (۴) مقایسه استحکام خمشی و بیشترین بار خمشی تست تجربي نمونه هاي مطالعه حاضر با نمونه هاي مطالعات فلفل و همکاران را نشان مي دهد.

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

سفتی خمشی (N.mm <sup>-1</sup> )	بیشترین نیروی خمشی (N)	نمونه
440±10	740±1.	(90/1./10)
*** <u>*</u> ±1V	<b>**</b> F•±A	(V•/٣•)
۳۵۲±۱۷	<b>**</b> •±*V	پيچ تک لايه با الياف تک جهته [۶۹]
TII±A	19·±19	پيچ پليمري[۶۹]

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

جدول(۵) مقایسه استحکام و مدول خمشی آنالیز پیچ سه لایه ای با نمونه

	باخته شده	ھاي كامپوزيتى تجربى س
مدول	استحكام	
خمشى	خمشى	نمونه
(GPa)	(MPa)	
9/1	۲۷.	هيدروكسي آپاتيت/پلي⊣ل لاكتيك
., .		اسید کسر وزنی (۶۰/۴۰)[ ۳۸]
٣/۴	٨٦	میله کامپوزیتی (Chitosan/HA) [۳۹]
۶/۵	۲۵۸/۵	پليمر پلي-ال لاكتيك اسيد[۴۳]
*^	۲۸.	پیچ کامپوزیتی دو لایه (۷۰/۳۰)
10	10.	کسر حجمی ۳۰٪ [۳۷]
XX /V	HIE V	پیچ کامپوزیتی سه لایه (۶۵/۱۰/۲۵)
1174		کسر حجمی۴۰٪
لايه بندى	با درصد	در ابن مطالعه بیچ کامیوزیت
		در این ا <u>لے میں پیچ</u> میں
ی استحکام	درصد دارا	(۶۵/۱۰/۲۵) و کسر حجمی ۴۰
کال و ۲۲/۷	۳۴۱ مگاپاس	خمشی و مدول خمشی به ترتیب /
يكرو مقايسه	، در آنالیز م	گیگا پاسکال است. جهت تایید مدل
گرفت ،این	رانش انجام	ی با نتایج مطالعات فلفل و همکار
ت. اختلاف	نجام گرفد	مقایسه با آرایش هگزاگونال ا
پيچ با درصد	ايسه آناليز	استحکام خمشی محاسبه شد ، با مق
نتايج تجربي	۳۰ درصد با	لایه بندی (۷۰/۳۰) و کسر حجمی .
مگاپاسکال	ى ٢٥٠/١٥	فلفل و همکارانش استحکام خمش
۰/۰۵ درصد	ها حدود	محاسبه شدکه درصد اختلاف آن
		محاسبه شد.

#### ٥- نتيجه گيري:

در مطالعه حاضر از نتایج کامپوزیت پلی ال-لاکتیک اسید/ بیو گلاس 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 الاستیسیته در این پیچ ها در جهت طولی نزدیک به مدول الاستیسیته استخوان کورتیکال است. خواص خمشی پیچ

استخوانی کامپوزیتی مورد مطالعه قرار گرفت. نتایج نشان داد:

- ۱- مدول الاستیسته در جهت طولی حدود ۲۴/۸
   کیگا پاسکال است.
- ۲- استحکام خمشی و مدول خمشی نیز نتایج قابل
   قبولی را در مقایسه با استحکام خمشی ومدول
   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 (۱۰-۱۳۳۳ 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 گیگا پاسکال) است.

با این وجود در ادامه این تحقیق نیاز به آزمون های تست کشش به منظور تطابق آن با نتایج المان محدود حاضر است.

- ۷- فهرست علائم
- ضريب پواسون ٧
- مدول برشى G
- $\overline{\mathcal{E}}_{11}$  کرنش طولی میانگین
- $\sigma_x^{ave}$  تنش متوسط تنش

٤٦

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.

- 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] Uhthoff 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., Laptoiu 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 nonorthogonally 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 musclo-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: Part1, Processing and characterisation of aternarybased P2O5–CaO–Na2O 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 roperties 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 resorb able 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-Llactide (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.