مجله مهندسی ساخت و تولید ایران، آذر ۱۴۰۱، دوره ۹، شماره ۹، ص‌ص. ۲۱-۲۵

ماه‌نامه علمی پژوهشی

مهندسی ساخت و تولید ایران

www.smeir.org

10.22034/IJME.2023.376919.1726

# بررسی خواص خمشی پلاک‌های ارتوپدی پلیمری ساخته‌شده از پلیمرهای مختلف به روش ساخت افزایشی

محمد حسین پل[1*]، غلامحسین لیاقت[2]

۱- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تفرش، تفرش، ایران

۲- استاد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

* تفرش، صندوق پستی ۷۹۶۱۱ -۳۹۵۱۸، m_h_pol@tafreshu.ac.ir

**اطلاعات مقاله**

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: ۲۵ آذر ۱۴۰۱

داوری اولیه: ۱ دی ۱۴۰۱

پذیرش: ۲۶ اسفند ۱۴۰۱

**کلیدواژگان:**

پلاک‌های ارتوپدی

روش ساخت افزایشی

پرینت سه‌بعدی

خواص خمش سه‌نقطه‌ای

**چکیده**

پلاک‌های ارتوپدی فلزی می‌تواند سبب مشکلاتی از جمله پوکی استخوان در ناحیه زیر پلاک، رهایش محصولات خوردگی ناخواسته در بدن به دلیل سایش پلاک‌های فلزی و در نتیجه عفونت و همچنین عمل جراحی سخت مجدد جهت بیرون آوردن پلاک سخت فلزی شوند لذا پلاک‌های پلیمری و کامپوزیتی می‌تواند جایگزین مناسبی برای پلاک‌های فلزی باشد. در تحقیق حاضر تأثیر جنس بر خواص مکانیکی دو پلاک تثبیت‌کننده استخوانی با هندسه یکی تخت و دیگری انحناء دار و هر دو با سوراخ‌های ردیفی و کاربرد بالینی زیاد با استفاده از آزمایش خمش سه‌نقطه‌ای بررسی شده است. به این منظور نمونه‌ها با استفاده از روش ساخت افزایشی پرینت سه‌بعدی و به روش لایه نشانی مذابی FDM از جنس ABS، PLA و PETG ساخته شدند. نتایج آزمایش نشان داد بیشترین مقاومت و مدول خمشی برای هر دو مدل نمونه پلاک ارتوپدی مربوط به PLA است. برای نمونه تخت، مقاومت خمشی و مدول خمشی PLA نسبت به PETG به ترتیب ۵۸ و ۱۰۰ درصد و برای نمونه انحناء دار مقاومت خمشی و مدول خمشی PLA نسبت به PETG به ترتیب ۴۹ و ۱۰۰ درصد بیشتر است. همچنین دیده شد اگرچه مقاومت و مدول خمشی وابستگی به ابعاد و هندسه مدل‌ها دارد ولیکن نسبت تغییرات این خواص به‌ویژه مدول خمشی تقریباً ثابت است.

# Investigating the bending properties of polymeric orthopedic plaque made of different polymers by additive manufacturing method

**Mohammah Hossein Pol[1*], Gholamhossein Liaghat[2]**

1- Department of Mechanical Engineering, Tafresh University, Tafresh, Iran

2- Department of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

* P.O.B. 39518-79611 Tafresh, Iran, m_h_pol@tafreshu.ac.ir

**Article Information**

Original Research Paper

Received: 14 February 2023

First Decision: 22 December 2022

Accepted: 17 March 2023

**Keywords:**

Orthopedic plaque

Additive manufacturing method

3D printing

Three-point bending properties

**Abstract**

Metal orthopedic plaques can cause problems such as osteoporosis in the area under the plaque, the release of unwanted corrosion products in the body due to the wear of metal plaque and as a result of infection, as well as surgery to remove the hard metal plaque. Therefore, polymer plaques and composite plaques can be a good substitute for metal plaques. In the current research, the effect of polymeric material type on the mechanical properties of two bone stabilizing plaques, one flat and the other curved, both with a row of holes and high clinical application, is investigated using the three-point bending test. For this purpose, samples were made of ABS, PLA and PETG using additive manufacturing method of 3D printing and FDM melt deposition method. The test results showed that the highest strength and flexural modulus for both models of orthopedic plaque samples is related to PLA material. For the flat plaque, the bending strength and bending modulus of PLA compared to PETG are 58% and 100% higher, respectively. For the curved plaque, the bending strength and bending modulus of PLA compared to PETG are 49% and 100% higher, respectively. It was also seen that although the strength and flexural modulus depend on the dimensions and geometry of the models, but the ratio of changes in these properties, especially the flexural modulus, is almost constant.

## ۱- مقدمه

شایع‌ترین اختلالات ارتوپدی شکستگی استخوان است. شکستگی استخوان قسمت‌های مختلف بدن عمومی‌ترین مشکل حوادث مختلف از جمله تصادفات، سقوط از ارتفاع، زمین خوردگی و برخورد اشیاء می‌باشد. فقط در آمریکا سالانه بیش از یک میلیون نفر نیازمند مراقبت و عمل‌های ارتوپدی هستند؛ همچنین طبق نظرسنجی‌های سازمان جهانی بهداشت، هر فرد حداقل دو بار در طول زندگی خود دچار شکستگی استخوان

**برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:**

**Please cite this article using:**

M. Hossein Pol, Gh. H. Liaghat, Investigating the bending properties of polymeric orthopedic plaque made of different polymers by additive manufacturing method, Iranian Journal of Manufacturing Engineering, Vol. 9, No. 9, pp. 21-25, 2022 (in Persian). https://www.doi.org/10.22034/ijme.2023.376919.1726

می‌شود. در ضمن با افزایش طول عمر و پیر شدن جمعیت، شکستگی‌ها به‌ویژه در سنین بالا به دلیل پوکی و ضعف‌های استخوانی افزایش می‌یابد.

به‌منظور درمان هر چه سریع‌تر و بهتر شکستگی استخوان، استفاده از پلاک به‌عنوان تثبیت‌کننده استخوان معمولاً یکی از راه‌های مؤثر است؛ همچنین استفاده از پلاک به‌عنوان تثبیت‌کننده استخوان در ناحیه شکستگی می‌تواند انجام حرکات را در مفاصل مجاور ناحیه شکسته بلافاصله پس از جراحی ممکن سازد. نقش صفحات و پیچ‌ها ثابت نگه داشتن قطعات شکسته بدون ایجاد تنش کششی در سطح ناحیه شکسته و ایجاد مقداری تنش فشاری در ناحیه شکسته به‌منظور تسریع روند ترمیم است. این موضوع ضرورت طراحی و بهینه‌سازی صفحات مورد استفاده در درمان شکستگی را اجتناب ناپذیر کرده است [۱].

با توسعه روزافزون بیومواد، طراحی و ساخت ایمپلنت‌ها و پلاک‌ها نیز پیشرفت‌های زیادی کرده است. کارایی پلاک‌ها و ایمپلنت‌ها با دو ویژگی عملکردی و زیست سازگاری کنترل می‌گردند. پلاک‌ها و ایمپلنت‌ها از نظر عملکردی بایستی علاوه بر اینکه عملکرد مورد نیاز را پاسخگو باشد، دارای خواص مکانیکی مطلوب و قابل قبولی باشد. از نظر زیست سازگاری، پلاک‌ها بایستی سازگاری خوبی با بدن داشته و باعث عفونت نگردد [۱]. نتایج آزمایش‌های بالینی نشان داده است برای جلوگیری از پوکی استخوان و مشکلات عدم تأثیر منفی پلاک‌ها بر روی استخوان بهتر است خواص مکانیکی پلاک به خواص مکانیکی استخوان نزدیک باشد [۱].

تاکنون بیشتر پلاک‌های ارتوپدی از فلزات زیست سازگار ساخته شده‌اند. استفاده از پلاک‌های ارتوپدی فلزی می‌تواند سبب مشکلاتی از جمله پوکی استخوان در ناحیه زیر پلاک به دلیل اختلاف سفتی پلاک‌های فلزی و استخوان و در نتیجه افزایش احتمال شکستگی مجدد شود. همچنین خوردگی و سایش پلاک‌های فلزی و رهایش محصولات خوردگی ناخواسته در بدن می‌تواند سبب ایجاد التهاب و عفونت موضعی شود [۱]. ضرورت انجام عمل جراحی مجدد پس از اتمام دوره درمان و خارج‌سازی پلاک فلزی به‌منظور اجتناب از عوارض ذکر شده به همراه درد شدید، هزینه‌های سنگین جراحی مجدد و نیاز به تثبیت مجدد عضو پس از خروج پلاک فلزی با استفاده از گچ گیری از دیگر مشکلات استفاده از پلاک‌های فلزی می‌باشد که می‌توان به آن اشاره کرد؛ لذا جایگزینی پلاک فلزی با انواع غیرفلزی از جمله راهکارهای مناسب به‌منظور حل این مشکلات شناخته شده است که در سال‌های اخیر به آن توجه روز افزونی می‌شود [۱].

فوجیهارا و همکاران [۲] به‌منظور بهبود خواص مکانیکی فیکساتورهای کامپوزیتی استخوان ساختار جدیدی را ارائه کردند. آن‌ها با بررسی تجربی صفحات بافته شده کربن/پلی اتر کتن و آزمایش‌های مختلف بر روی زاویه بافت الیاف و ضخامت صفحات، توانستند به بهینه‌ترین حالت این صفحات به‌منظور تحمل بار خمشی و همچنین مناسب‌ترین میزان تنش تسلیم در این صفحات دست یابند. با توجه به آزمایش‌های مختلف، آن‌ها زاویه ۱۰ درجه و ضخامت ۳/۲ میلی‌متر را مناسب‌ترین حالت برای استفاده در شکستگی‌های استخوان ران و ساق پا پیشنهاد داده‌اند. فو و همکاران [۳] پلاک‌های ساخته شده از پارچه الیاف کربن با بافت سه‌بعدی/ هیدروکسی آپاتیت/ اپوکسی را مدل و بررسی کردند. بر اساس نتایج تحقیق، آن‌ها بیان کردند که نزدیکی مدول الاستیک و خمشی این کامپوزیت به مدول الاستیک قشر مغز استخوان (۷-۳۰ گیگا پاسکال مدول الاستیک و ۲۲-۳۶ گیگا پاسکال مدول خمشی)، سبب کاهش تنش شیلد و جوش خوردگی سریع‌تر دو استخوان می‌شود. علی و همکاران [۴] خواص مکانیکی پلاک‌های استخوانی کامپوزیتی تویت شده با الیاف کربن، فولاد ضدزنگ و تیتانیوم را بررسی و مقایسه کردند. آن‌ها بیان کردند که پلاک‌های کامپوزیتی با وجود دارای سفتی کمتر، خواص خستگی بهتری نسبت به پلاک‌های فلزی دارند. همچنین آن‌ها با استفاده از آزمایش‌های بالینی، نتیجه گرفتند ۶۷ درصد شکستگی‌ها با کمک پلاک‌های کامپوزیتی درمان کامل یافتند. گیلت و همکاران [۵] پلاک‌های استخوانی نایلون ۶ و پلی بوتیلن ترفتالات تقویت شده با ۳۰٪ الیاف کوتاه کربن را به‌صورت تجربی در یک آزمایش بالینی برای ثابت نگه داشتن پا یک سگ استفاده کردند. بر اساس نتایج این تحقیق، آن‌ها بیان کردند نزدیک بودن استحکام کششی و خمشی به استخوان این پلاک‌ها مانع از ایجاد تنش شیلد در استخوان ران می‌شود و لذا با توجه به زیست سازگار بودن این نمونه با بدن موجود زنده، برای استفاده به‌عنوان پلاک استخوانی مناسب هستند. خرازی و همکاران [۶] به بررسی عددی و تجربی پلاک‌های ساخته شده الیاف شیشه زیستی بافته شده/پلی لاکتیک اسید پرداختند. در این تحقیق پیوند ماتریس و الیاف به کمک روش سیلان بهبود داده شد. بر اساس نتایج بررسی آزمایش‌های کشش و خمش، آن‌ها بیان کردند که به دلیل نزدیکی سفتی قسمت سخت غشایی استخوان با پلاک کامپوزیت استفاده شده، این پلاک‌ها توانایی خوبی برای استفاده دارند. باقری و همکاران [۷] به بررسی تجربی خواص خستگی پلاک‌های استخوانی کامپوزیت هیبریدی کربن/کتان/اپوکسی/کتان/اپوکسی در شکستگی‌هایی که طول درمان طولانی دارند پرداختند. در این تحقیق آن‌ها پیشرفت آسیب

ناشی از بارگذاری خستگی را مورد بررسی قرار دادند. پارک و همکاران [۸] به بررسی پلاک‌های کامپوزیتی ساخته شده از شیشه/پلی پروپیلن با استفاده از آزمایش‌های مکانیکی کشش، خمش، خستگی و آزمایش‌های بالینی پرداختند و کارایی مطلوب این پلاک‌ها را نشان دادند. چاکلادار و همکاران [۹] پلاک‌های استخوانی فلزی و کامپوزیتی را با استفاده از آزمایش خمش سه‌نقطه و روش المان محدود بررسی و مقایسه کردند؛ در نهایت هندسه و جنس بهینه برای به حداقل رساندن تنش شیلد و طول درمان کمتر را از میان هندسه و جنس‌های مورد آزمایش معرفی شد. واتاناتچریا و همکاران [۱۰] به بررسی پلاک‌های تثبیت‌کننده استخوانی کامپوزیتی شیشه بیواکتیو- هیدروکسید آپاتیت تحت آزمایش فشار محوری پرداختند و به این نتیجه رسیدند که این پلاک‌ها خواص و عملکرد بالینی مطلوبی دارند. هشیم و همکاران [۱۱] به بررسی پلاک‌های تثبیت‌کننده استخوانی کامپوزیت‌های سبز ساخته شده از پلی‌متیل متالیک زیستی گرما نرم و اپوکسی زیستی گرماسخت تقویت شده با ذرات با درصدهای مختلف تحت آزمایش کشش و فشار پرداختند. آن‌ها نتیجه گرفتند این کامپوزیت‌های سبز مزایای زیادی نسبت به کامپوزیت‌های معمولی و زیستی دارند و در نهایت بهترین کامپوزیت‌های سبز را از میان کامپوزیت‌های آزمایش شده تعیین کردند.

در این تحقیق، با استفاده از آزمایش خمش سه‌نقطه‌ای به بررسی تأثیر جنس بر خواص مکانیکی دو نمونه پلاک پلیمری پرداخته شده است. به این منظور دو پلاک تثبیت‌کننده استخوانی با هندسه یکی تخت و دیگری انحناء دار و هر دو با سوراخ‌های ردیفی و کاربرد بالینی زیاد، به کمک پرینت سه‌بعدی ساخته شده و تحت آزمایش خمش سه‌نقطه‌ای قرار داده شده است؛ در نهایت نیز مقایسهٔ آن‌ها با یکدیگر صورت گرفته است.

## ۲- آزمایش

در این تحقیق، خواص خمشی دو پلاک تثبیت استخوانی پلیمری با ابعاد نشان داده شده در شکل‌های ۱ و ۲ بررسی شده است.

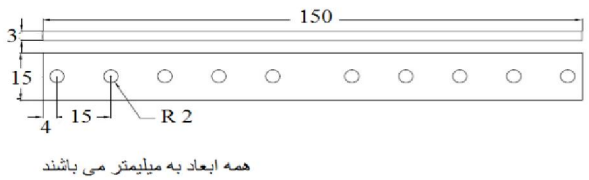



**Fig. 1** plaques of model 1 (flat)

**شکل ۱** پلاک مدل ۱ (تخت)

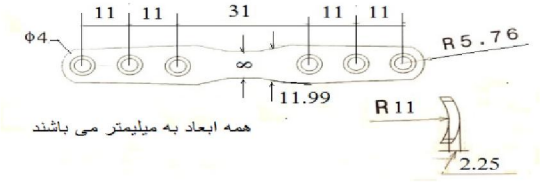



**Fig. 2** plaques of model 2 (arched)

**شکل ۲** پلاک مدل ۲ (قوس‌دار)

نمونه‌ها از جنس PLA، ABS و PETG و با روش ساخت افزایشی پرینت سه‌بعدی ساخته شدند. مشخصات فیزیکی و مکانیکی فیلامنت‌های استفاده شده در جدول ۱ نشان داده شده است. نمونه‌ها نشان داده شده در شکل‌های ۳ و ۴ با استفاده از دستگاه پرینت سه‌بعدی Quantom-2025 دانشگاه تربیت مدرس و با روش لایه نشانی مذابی FDM ساخته شدند.

آزمایش خمش سه‌نقطه‌ای (شکل ۵) با سرعت بارگذاری ۲ mm/min صورت گرفت. هر آزمایش سه بار تکرار گردید که نتایج نزدیک یکدیگر بوده است و میانگین نتایج در نظر گرفته شد.

**Fig. 3** plaques made of model 1 (flat)

**شکل ۳** پلاک‌های ساخته‌شده از مدل ۱ (تخت)

**Fig. 4** plaques made of model 2 (arched)

**شکل ۴** پلاک‌های ساخته‌شده از مدل ۲ (قوس‌دار)

**جدول ۱** خواص فیلامنت‌های استفاده شده

**Table 1** Filament Properties used

| PETG | ABS | PLA | |
|---|---|---|---|
| 1230 | 1040 | 1240 | چگالی ($Kg/m^3$) |
| 49 | 43 | 65 | مقاومت نهایی (MPa) |
| 225 | 22 | 8 | ازدیاد طول در شکست (%) |
| 68 | 66 | 97 | مقاومت خمشی (MPa) |
| 1800 | 2348 | 3600 | مدول خمشی (MPa) |
| 0.75 | 0.75 | 0.75 | قطر (mm) |

## ۳- نتایج و بحث

نمودار نیرو- جابجایی حاصل از آزمایش خمش سه‌نقطه پلاک مدل ۱ و ۲ به ترتیب در شکل‌های ۶ و ۷ نمایش داده شده است.

**Fig. 5** Plaque sample during three-point bending test

**شکل ۵** نمونه پلاک در حین آزمایش خمش سه‌نقطه‌ای

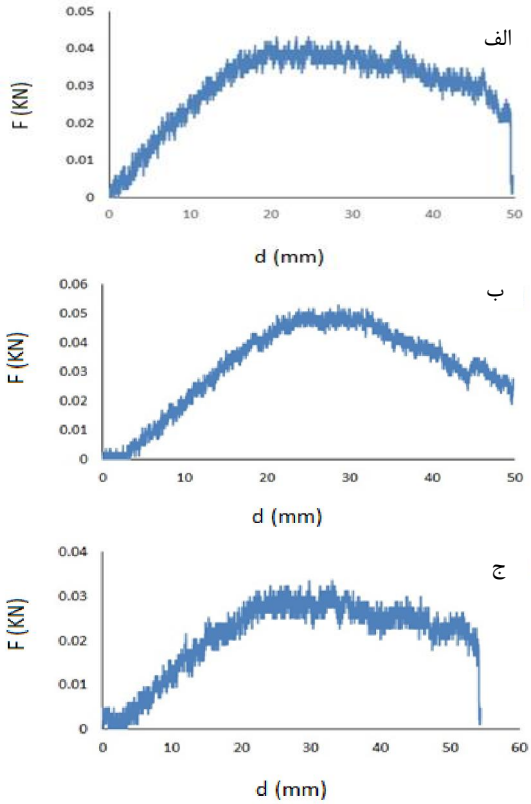
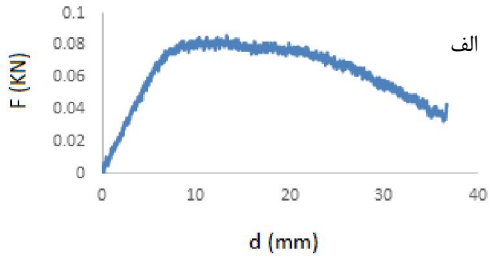



**Fig.6** Force-displacement diagram of the three-point bending test of model 1

**شکل ۶** نمودار نیرو- جابجایی آزمایش خمش سه‌نقطه‌ای مدل ۱ الف) ABS ب) PLA ج) PETG



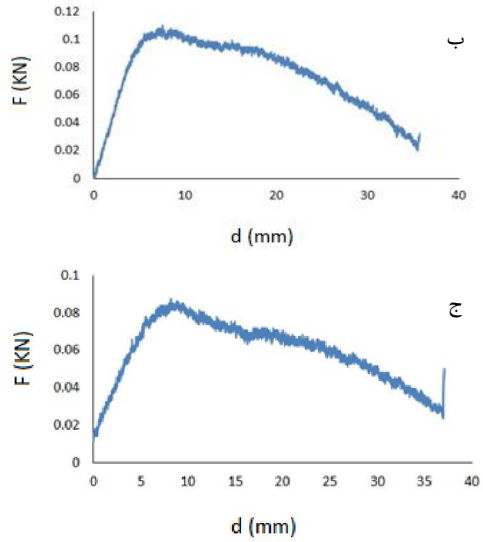




**Fig.7** Force-displacement diagram of the three-point bending test of model 2

**شکل ۷** نمودار نیرو- جابجایی آزمایش خمش سه‌نقطه‌ای مدل ۲ الف) ABS ب) PLA ج) PETG

مقادیر مقاومت و مدول خمشی به ترتیب با استفاده از روابط ۱ و ۲ قابل محاسبه می‌باشند.

$$S_F = \frac{3Fd}{2wt^2} \quad (۱)$$

$$E_F = \frac{md^3}{4wt^3} \quad (۲)$$

که $S_F$ و $E_F$ به ترتیب مقاومت و مدول خمشی هستند. در روابط مذکور $F$، $d$، $w$، $t$ و $m$ به ترتیب نیرو، طول مؤثر، عرض، ضخامت و شیب قسمت الاستیک نمودار نیرو-جابجایی آزمایش خمش سه‌نقطه‌ای می‌باشند. مقادیر مقاومت و مدول دو مدل برای سه فیلامنت استفاده‌شده به ترتیب در جدول‌های ۲ و ۳ نشان داده شده است.

**جدول ۲** مقاومت و مدول خمشی مدل ۱ از آزمایش خمش سه‌نقطه‌ای

**Table 2** Flexural Strength and modulus of model 1 from the three-point bending test

| PETG | ABS | PLA | |
|---|---|---|---|
| 48 | 60 | 76 | مقاومت خمشی (MPa) |
| 2.4 | 4.8 | 4.8 | مدول خمشی (GPa) |

**جدول ۳** مقاومت و مدول خمشی مدل ۲ از آزمایش خمش سه‌نقطه‌ای

**Table 3** Flexural Strength and modulus of model 2 from the three-point bending test

| PETG | ABS | PLA | |
|---|---|---|---|
| 194 | 222 | 289 | مقاومت خمشی (MPa) |
| 11.5 | 14 | 23 | مدول خمشی (GPa) |

همچنان که در جدول ۲ دیده می‌شود، بیشترین و کمترین مقاومت خمشی و مدول خمشی مدل نمونه ۱ به ترتیب مربوط به جنس PLA و PETG می‌باشد. مقاومت خمشی و مدول خمشی PLA نسبت به PETG به ترتیب ۵۸ و ۱۰۰ درصد بیشتر است. برای مدل انحناءدار (مدل نمونه ۲) با توجه به جدول ۳، بیشترین و کمترین مقاومت خمشی و مدول خمشی مشابه مدل نمونه ۱، به ترتیب مربوط به جنس PLA و PETG می‌باشد. مقاومت خمشی و مدول خمشی PLA نسبت به PETG به ترتیب ۴۹ و ۱۰۰ درصد بیشتر است؛ این در حالی است که این نسبت‌ها برای فلامینت به ترتیب ۴۳ و ۱۰۰ درصد می‌باشد. به نظر می‌رسد این اختلاف به دلیل وجود سوراخ و انحناء بر روی مدل‌ها و حساسیت مواد نسبت به آن‌ها می‌باشد.

## ۴- نتیجه‌گیری

در این تحقیق خواص خمشی دو مدل واقعی پلاک ارتوپدی پرکاربرد یکی تخت (مدل ۱) و دیگری انحناء دار (مدل ۲) با سوراخ‌های ردیفی و خطی ساخته شده توسط روش افزایشی و با کمک پرینت سه‌بعدی و از جنس‌های مختلف بررسی گردیده است. نتیجه‌های حاصل از این تحقیق نشان داد:

۱- اگرچه مدول خمشی به هندسه و ابعاد نمونه‌ها وابسته است ولیکن نسبت تغییرات بیشترین و کمترین آن‌ها برای هر دو مدل مشابه مدول خمشی فیلامنت‌های استفاده شده می‌باشد.

۲- بیشترین و کمترین مقاومت خمشی و مدول خمشی به ترتیب مربوط به جنس‌های PLA و PETG مشابه بیشترین و کمترین مقاومت خمشی و مدول خمشی جنس فیلامنت می‌باشند.

۳- مقاومت خمشی و مدول خمشی وابستگی شدیدی به جنس، هندسه و انحناء نمونه‌ها دارد.

## ۵- مراجع


[1] B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, J. E. Lemons, Biomaterials science: an introduction to materials in medicine, *Elsevier*, 2012, ISBN-10: 9780123746269

[2] K. Fujihara, Z. M. Huang, S. Ramakrishna, K. Satknanantham, H. Hamada, Performance study of braided carbon/PEEK composite compression bone plates, *Biomaterials*, Vol. 24, No. 15, pp. 2661-2667, 2003. https://doi.org/10.1016/s0142-9612(03)00065-6

[3] T. Fu, J. L. Zhao, K. W. Xu, The designable elastic modulus of 3-D fabric reinforced biocomposites, *Materials Letters*, Vol. 61, No. 2, pp. 330-333, 2007. https://doi.org/10.1016/j.matlet.2006.04.057

[4] M. S. Ali, T. A. French, G. W. Hastings, T. Rae, N. Rushton, E. R. Ross, C. H. Wynn-Jones, Carbon fibre composite bone plates: Development, evaluation and early clinical experience, *Bone & Joint Journal*, Vol. 72, No. 4, pp. 586-591, 1999. https://doi.org/10.1302/0301-620X.72B4.2380209

[5] N. Gillett, S. A. Brown, H. H. Dumbleton, R. P. Pool, The use of short carbon fibre reinforced thermoplastic plates for fracture fixation, *Biomaterials*, Vol. 6, No. 2, pp. 113-121,1985. https://doi.org/10.1016/0142-9612(85)90074-2

[6] A. Z. Kharazi, M. H. Fathi, F. Bahmani, H. Fanian, Nonmetallic textile composite bone plate with desired mechanical properties, *Journal of Composite Materials,* Vol. 46, No. 21, pp. 2753-2761, 2012. https://doi.org/10.1177/0021998311431997

[7] Z. S. Bagheri, I. El Sawi, H. Bougherara, R. Zdero, Biomechanical fatigue analysis of an advanced new carbon fiber/flax/epoxy plate for bone fracture repair using conventional fatigue tests and thermography, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Vol. 35, No. 1, pp. 27-38, 2014. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.03.008

[8] S. W. Park, S. H. Yoo, S. T. An, S. H. Chang, Material characterization of glass/polypropylene composite bone plates according to the forming condition and performance evaluation under a simulated human body environment, *Composites Part B*, Vol. 43, No. 3, pp. 1101-1108, 2012. https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2011.09.008

[9] N. D. Chakladar, L. T. Harper, A. J. Parsons, Optimisation of composite bone plates for ulnar transverse fractures, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Vol. 57, No. 1, pp. 334-346, 2016. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.01.029

[10] W. Wattanutchariya, J. Ruennareenard, P. Suttakul, Appropriate Forming Conditions for Hydroxyapatite-Bioactive Glass Compact Scaffold, *Engineering Journal*, Vol. 20, No. 3, 2016. https://doi.org/10.4186/ej.2016.20.3.123

[11] A. M. Hashim, K. TANNER, J. K. Oleiwi, Biomechanics of natural fiber green composites as internal bone plate rafted, *in matec web of conference*, Vol. 83, 2016. https://doi.org/10.1051/matecconf/201CSNDD201668309002