

## ARTIKEL PENELITIAN

### Pengaruh volumetrik *silk-fiber Bombyx mori* terhadap kekuatan fleksural *fiber-reinforced composite*

#### ABSTRAK

*Glass fiber* dental merupakan salah satu jenis *fiber* dental sintetik yang banyak digunakan di bidang kedokteran gigi sebagai penguat resin dental di antaranya aplikasi pada material pengganti dentin. Ketersediaan *glass fiber* dental di Indonesia terbatas karena harus diimpor dan harganya relatif mahal. *Silk-fiber Bombyx mori* merupakan salah satu *fiber* alam terkuat yang diperoleh dari pengolahan kokon ulat sutera. *Silk-fiber* dalam aplikasi medis digunakan sebagai benang jahit pasca bedah, *scaffold* untuk rekayasa jaringan dan *drug delivery*. Tujuan dari penelitian ini adalah mengetahui pengaruh volumetrik *silk-fiber Bombyx mori* terhadap kekuatan fleksural *fiber-reinforced composite* (FRC). Material yang digunakan dalam penelitian ini adalah *silk-fiber Bombyx mori* (Perhutani Pati, Jawa Tengah, Indonesia) dan *flowable composite* (Charmfil flow, Dentkis, Korea). Sampel FRC terbagi atas 4 kelompok yang terdiri dari volumetrik *fiber* 0%, 5%, 10% dan 15% (n=4). Uji kekuatan fleksural dilakukan berdasarkan ISO 4049. Hasil yang diperoleh dianalisis menggunakan ANAVA satu jalur (p<0,05). Hasil penelitian menunjukkan rerata kekuatan fleksural (MPa) *silk-fiber Bombyx mori* FRC untuk volumetrik 0%, 5%, 10% dan 15% adalah: 149,2 ± 5,5; 127,6 ± 3,8; 110,9 ± 3,5; 71,2 ± 4,2. Hasil uji ANAVA satu jalur menunjukkan bahwa volumetrik *silk-fiber Bombyx mori* menurunkan kekuatan fleksural FRC (p<0,05). Kesimpulan penelitian ini adalah peningkatan volumetrik *silk-fiber Bombyx mori* menurunkan kekuatan fleksural FRC karena terdapat celah kecil akibat ikatan interfasial yang lemah antara matriks resin dental dan *fiber*.

**Kata kunci:** kekuatan fleksural, *silk-fiber Bombyx mori*, volumetrik

**ABSTRACT:** *The effect of Bombyx mori silk-fiber volumetric on flexural strength of fiber-reinforced composite.* Dental glass fiber is one of dental synthetic fiber that are widely used in dentistry as a dental resin reinforcement, such as in dentin replacement material. The availability of glass fiber is limited in Indonesia because it must be imported and relatively expensive. Bombyx mori silk-fiber is one of the strongest natural fiber derived from the silkworm cocoon processing. Silk-fiber used in medical applications as a post-surgical sutures, scaffolds for tissue engineering and drug delivery. The purpose of this study was to evaluate the effect of Bombyx mori silk-fiber volumetric on flexural strength of fiber-reinforced composite (FRC). The materials used in this study were Bombyx mori silk-fiber (Perhutani Pati, Central Java, Indonesia) and flowable composite (Charmfil flow, Dentkis, Korea). The FRC samples were divided into 4 groups consisting of volumetric fibers 0%, 5%, 10% and 15% (n = 4). Test of flexural strength were performed according to ISO 4049. The results were analyzed using one way ANOVA (p<0.05). The results showed that the mean of flexural strength (MPa) of Bombyx mori silk-fiber FRC respectively for volumetric 0%, 5%, 10% and 15% were: 149,2 ± 5,5; 127,6 ± 3,8; 110,9 ± 3,5; 71,2 ± 4,2. The results of one way ANOVA showed that Bombyx mori silk-fiber volumetric decreased the flexural strength of FRC (p<0.05). The conclusions of this study was the increase of Bombyx mori silk-fiber volumetric decreased flexural strength of FRC because there was a small gap due to the weak interfacial bonds between dental flow able composite and Bombyx mori silk-silk-fiber.

**Keywords:** flexural strength, Bombyx mori silk-fiber, volumetric

## PENDAHULUAN

Resin komposit merupakan material restorasi estetik yang paling banyak digunakan di kedokteran gigi.<sup>1</sup> Sejak pertama kali resin komposit gigi dikembangkan, banyak usaha yang dilakukan untuk meningkatkan performa klinisnya.<sup>2,3,4</sup> Selama beberapa tahun terakhir, berkembang *fiber-reinforced composite* (FRC) yang telah memberikan sumbangsih untuk dunia kedokteran gigi yang memungkinkan adanya bahan adhesif, estetis dan tanpa logam untuk restorasi gigi bahkan untuk kasus gigi molar.<sup>5</sup> Bahan FRC merupakan material hibrida yang terbuat dari resin polimer yang diperkuat dengan *fiber*, menggabungkan sifat mekanik dan fisik *fiber* dengan sifat fisik polimer.<sup>6</sup> Akhir-akhir ini, *short* FRC diperkenalkan sebagai resin komposit untuk restorasi dental yang digunakan sebagai material pengganti dentin untuk area tekanan tinggi terutama pada gigi geraham. Hasil uji mekanis laboratorium menunjukkan bahwa terdapat perbaikan substansial pada kapasitas beban bantalan, kekuatan fleksural dan ketangguhan fraktur resin komposit yang diperkuat dengan *short e-glass fiber fillers* dibandingkan dengan resin komposit dengan *filler* konvensional.<sup>3,7,8</sup> *Short* FRC digunakan sebagai bahan *bulk* substruktur pengganti dentin yang akan ditutupi oleh lapisan partikel *filler* komposit.<sup>9</sup>

Ketersediaan *fiber* dental sintetik seperti *glass fiber* di Indonesia masih terbatas karena harus dipesan dan diimpor terlebih dahulu dengan harga yang relatif mahal. Alternatif *fiber* alam yang mudah didapat dan relatif murah adalah *silk-fiber Bombyx mori*. *Silk-fiber bombyx mori* dihasilkan oleh larva ulat sutera pemakan daun murbei (*Morus* sp.). Larva ulat sutera tumbuh dan memintal kokon dalam waktu enam minggu. Setiap kokon yang dipintal mampu menghasilkan *fiber* yang panjangnya sekitar 914 meter.<sup>10</sup> Jawa Tengah merupakan salah satu provinsi di Indonesia yang banyak memproduksi benang sutera alam, yaitu sebanyak 2,15 ton pada tahun 2007. Pengembangan sutera alam di Jawa Tengah berada di bawah pengelolaan Perum Perhutani Unit I

Jawa Tengah sejak 1965, bersamaan dengan pengembangan masyarakat desa hutan.<sup>11</sup> *Silk-fiber Bombyx mori* dikenal luas penggunaannya dalam produksi tekstil,<sup>12</sup> sedangkan untuk aplikasi medis *silk-fiber Bombyx mori* digunakan sebagai benang jahit pasca bedah, *scaffolds* untuk rekayasa jaringan dan *drug delivery*.<sup>13</sup>

*Silk-fiber Bombyx mori* merupakan salah satu *fiber* alam terkuat yang dapat menjadi alternatif *fiber* sintetis.<sup>14</sup> Kekuatan mekanis *silk-fiber Bombyx mori* sebanding dengan *e-glass fiber*<sup>15</sup> dan lebih besar dibandingkan *fiber* sintetis lainnya, termasuk keklar.<sup>16</sup> *Silk-fiber Bombyx mori* secara struktural terdiri dari dua komponen protein yaitu sericin dan fibroin.<sup>17</sup> Sericin adalah glikoprotein larut air seperti lem yang mengikat fibroin, sementara fibroin adalah protein struktural *silk-fiber* yang tidak larut dalam air.<sup>13</sup> *Silk-fiber Bombyx mori* memiliki sifat yang sesuai untuk diaplikasikan sebagai biomaterial, termasuk sifat biokompatibilitas, rendahnya toksisitas, tidak menimbulkan iritasi,<sup>18</sup> serta sifat mekanik yang baik.<sup>19</sup>

Material FRC dapat dikatakan berhasil jika kekuatan tekanan dapat ditransfer dengan baik dari matrik ke *fiber*. Sifat mekanis FRC dipengaruhi oleh adhesi *fiber* terhadap matriks serta orientasi, impregnasi, posisi, panjang, volumetrik dan komposisi *fiber*.<sup>20,21</sup> Salah satu sifat mekanis yang penting adalah kekuatan fleksural. Kekuatan fleksural mewakili berbagai jenis gaya yang diterima gigi di dalam mulut selama pengunyahan.<sup>22,23,24</sup> Penelitian yang dilakukan Garoushi dkk. (2006) menunjukkan bahwa peningkatan fraksi volume *fiber* dapat meningkatkan kekuatan fleksural dari *short* FRC.<sup>25</sup>

Minat dalam penggunaan *silk-fiber Bombyx mori* untuk aplikasi biologis semakin meningkat karena sifat mekanik dan biokompatibilitas yang dimilikinya.<sup>26</sup> Penggunaan *silk-fiber* di bidang kedokteran gigi masih sedikit yaitu sebagai benang jahit pasca bedah,<sup>13</sup> sehingga aplikasi *silk-fiber Bombyx mori* di bidang kedokteran gigi masih dapat dieksplorasi. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh volumetrik *silk-fiber Bombyx mori* 0%, 5%, 10%, dan 15% terhadap kekuatan fleksural *fiber-reinforced composite*.

## METODE PENELITIAN

Jenis penelitian yang dilakukan adalah eksperimental laboratoris. Penelitian dilakukan di Laboratorium Riset Terpadu Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Gadjah Mada dan Laboratorium Bahan Teknik Departemen Teknik Mesin dan Industri Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada. Penelitian telah mendapatkan persetujuan etik dari Unit Etika dan Advokasi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Gadjah Mada dengan No. 00917/KKEP/FGK-UGM/EC/2017.

*Silk fiber Bombyx mori* diperoleh melalui proses *boiling* dan pemintalan (Perhutani Pati, Jawa Tengah, Indonesia). *Silk-fiber Bombyx mori* dipotong menggunakan gunting menjadi berukuran 1mm. *Fiber* disimpan di dalam desikator selama 24 jam sebelum aplikasi. menggunakan neraca digital ketelitian 0,0001 g (Mettler Toledo, Switzerland) untuk menentukan berat sesuai dengan fraksi volumetrik *silk-fiber Bombyx mori* 5%, 10% dan 15%. Total sampel FRC yang digunakan dalam penelitian ini adalah 16 sampel yang dibagi menjadi 4 kelompok yang terdiri dari volumetrik *fiber* 0%, 5%, 10% dan 15% (n=4). Fraksi volumetrik *fiber* dihitung dengan mentransformasikan volume persen menjadi berat menggunakan rumus sebagai berikut<sup>27</sup>:

$$V_f(\%) = \frac{W_f / r_f}{W_f / r_f + W_r / r_r} \times 100\%$$

Keterangan:

$V_f(\%)$  = volumetrik *silk fiber Bombyx mori* (%)

$W_f$  = berat *silk fiber Bombyx mori* (g)

$r_f$  = densitas *silk fiber Bombyx mori* ( $\text{g/cm}^3$ )

$W_r$  = berat matrik resin tanpa fiber (g)

$r_r$  = densitas matrik resin ( $\text{g/cm}^3$ )



**Gambar 1.** *Silk fiber Bombyx mori*



**Gambar 2.** *Chopped/ short silk fiber Bombyx mori*

Cetakan logam berukuran  $25 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$  diberi penanda pada tinggi 0,5 mm sebagai pedoman meletakkan resin dan *fiber*, kemudian diletakkan di atas *glass plate*. Pada kelompok sampel volumetrik *fiber* 0%, *flowable composite* diinjeksikan ke dalam cetakan sampai penuh. Injeksi *fiber* pada kelompok volumetrik *fiber* 5%, 10%, dan 15% dilakukan sampai batas penanda (0,5 mm).<sup>28</sup> *Fiber* yang telah dicampur terlebih dahulu dengan *flowable composite* (ChamFill flow Denkist, Korea) secara *hand mixing* dengan gerakan seperti angka delapan kemudian dimasukkan ke dalam cetakan, lalu *flowable composite* diinjeksikan kembali hingga seluruh permukaan *fiber* tertutup resin dan cetakan terisi penuh. Permukaan FRC ditutup dengan *celluloid strip* kemudian disinari dari bagian atas sampel menggunakan *light curing unit* dengan arah tegak lurus terhadap sampel penelitian. Penyinaran dilanjutkan pada bagian bawah sampel dengan cara yang sama. Setelah penyinaran sampel dikeluarkan dari cetakan dan bagian yang berlebih dikurangi dengan kertas *abrasive* 320 grit (ISO 4049:2000).<sup>29</sup>



**Gambar 3.** Cetakan (*mold*) dari bahan logam ( $25 \text{ mm} \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ )

Sampel direndam dalam 20 ml aquadestilata pada *conical tube* 50ml yang telah dilubangi tutupnya menggunakan jarum jahit. Seutas benang dimasukkan melalui lubang pada tutup *conical tube* kemudian diikatkan pada sampel sehingga panjang benang di dalam *conical tube* mencapai 80 mm. Sisa benang ditempelkan pada tutup *conical tube* dengan isolasi. Semua sampel direndam dalam aquadestilata yang disimpan dalam inkubator dengan suhu  $37^{\circ}\text{C}$  selama 24 jam (ISO

4049:2000).<sup>27</sup> Selanjutnya, sampel dikeluarkan dari *conical tube* lalu dikeringkan menggunakan tisu selama 10 detik dan dibiarkan di udara selama 15 detik.

Pengujian kekuatan fleksural (*three point bending test*) dilakukan menggunakan alat *universal testing machine* (Tokyo testing machine, Japan) (ISO 4049:2000).<sup>27</sup> Uji kekuatan fleksural dilakukan dengan cara meletakkan sampel pada alat dengan penyangga di kedua ujungnya. Beban diaplikasikan pada bagian tengah sampai sampel patah. Jarak tumpuan yang digunakan adalah 20mm (L). Setelah dilakukan pembebanan hingga sampel mengalami patah, pada layar monitor akan muncul angka (F) yang merupakan tekanan maksimal yang dapat diterima oleh sampel. Selanjutnya data pengukuran yang diperoleh dimasukkan ke dalam rumus (ISO 4049:2000):

$$\sigma = (3F.L) / 2 b.h^2$$

Keterangan:

$\sigma$  = kekuatan fleksural / transversal (N/mm<sup>2</sup> atau MPa)

F = beban maksimal yang diberikan sebelum benda patah (N)

L = jarak antara kedua penyangga (mm)

b = lebar sampel (mm)

h = tebal sampel yang diuji (mm)



**Gambar 4.** *Universal testing machine*

Data kekuatan fleksural dianalisis uji normalitas menggunakan *Saphiro-Wilk test* dan uji homogenitas *Levene's test*. Selanjutnya dilakukan analisis parametrik ANAVA 1 jalur untuk melihat pengaruh variasi volumetrik *silk-fiber Bombyx mori* terhadap kekuatan fleksural FRC, dengan tingkat kemaknaan  $p < 0,05$ . Setelah itu dilanjutkan dengan uji *post-hoc* LSD untuk melihat perbedaan rerata antar masing-masing kelompok. Uji *scanning electron microscopy* (SEM) dilakukan setelah penelitian untuk melihat ikatan interfisial antara *silk-fiber Bombyx mori* dengan matriks resin dental.

## HASIL PENELITIAN

Hasil penelitian tentang pengaruh volumetrik *silk-fiber Bombyx mori* terhadap kekuatan fleksural FRC dapat dilihat pada Tabel 1.

**Tabel 1.** Rerata dan standar deviasi kekuatan fleksural (MPa) FRC dengan volumetrik *fiber* yang berbeda

Kelompok	Kekuatan fleksural (MPa)
	Rerata $\pm$ s.d
FRC <i>fiber</i> 0%	149,16 $\pm$ 5,49
FRC <i>fiber</i> 5%	127,59 $\pm$ 3,77
FRC <i>fiber</i> 10%	110,91 $\pm$ 3,46
FRC <i>fiber</i> 15%	71,25 $\pm$ 4,21

Tabel 1 menunjukkan rerata kekuatan fleksural terendah dijumpai pada kelompok volumetrik *fiber* 15% dan tertinggi pada volumetrik *fiber* 0%. Secara umum terlihat adanya kecenderungan penurunan kekuatan fleksural pada semua kelompok FRC dengan volumetrik yang berbeda. Hasil uji normalitas *Shapiro-Wilk* untuk data kekuatan fleksural pada semua kelompok menunjukkan nilai statistik dengan  $p > 0,05$ . Hal ini dapat disimpulkan bahwa data penelitian berdistribusi normal. Hasil uji homogenitas data kekuatan fleksural menunjukkan nilai statistik 1,47 ( $p = 0,27$ ). Dengan nilai signifikansi  $p > 0,05$  dapat disimpulkan bahwa data bersifat homogen. Hasil uji ANAVA satu jalur menunjukkan nilai  $F = 234,712$  ( $p < 0,05$ ). Berdasarkan hal tersebut dapat disimpulkan bahwa volumetrik *fiber* memiliki pengaruh bermakna terhadap kekuatan fleksural FRC. Hasil analisa *post hoc* LSD pada data kekuatan fleksural FRC dengan volumetrik *fiber* menunjukkan perbedaan bermakna ( $p < 0,05$ ) pada semua kelompok.

**Tabel 2.** Rangkuman hasil statistik ANAVA satu jalur kekuatan fleksural FRC dengan volumetrik *fiber* berbeda

	Jumlah kuadrat	Derajat bebas	Rerata kuadrat	F	P
Antar kelompok	13023,09	3	4341,03	234,71	0,000
Dalam kelompok	221,94	12	18,49		
Total	13245,04	15			

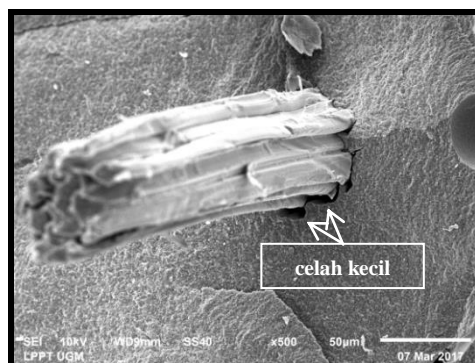
**Tabel 3.** Rangkuman uji LSD kekuatan fleksural FRC dengan volumetrik *fiber* berbeda

Kelompok FRC	FRC <i>fiber</i> 0%	FRC <i>fiber</i> 5%	FRC <i>fiber</i> 10%	FRC <i>fiber</i> 15%
FRC <i>fiber</i> 0%		21,56*	38,25*	77,90*
FRC <i>fiber</i> 5%			16,68*	56,34*
FRC <i>fiber</i> 10%				39,65*
FRC <i>fiber</i> 15%				

\*= berbeda bermakna ( $p < 0,05$ )

Hasil uji ANAVA satu jalur (Tabel 2) menunjukkan nilai  $F = 234,71$  ( $p < 0,05$ ). Berdasarkan hal tersebut dapat disimpulkan bahwa volumetrik *fiber* memiliki pengaruh bermakna terhadap kekuatan fleksural FRC. Data selanjutnya diuji *post hoc* menggunakan uji LSD (Tabel 3). Hasil analisa *post hoc* LSD pada data kekuatan fleksural FRC dengan volumetrik *fiber* berbeda menunjukkan perbedaan bermakna ( $p < 0,05$ ) pada semua kelompok.

Hasil uji *scanning electron microscopy* (SEM) memperlihatkan celah kecil berukuran 6-8  $\mu\text{m}$  antara *silk-fiber Bombyx mori* dengan matrik resin dental (Gambar 5).



**Gambar 5.** *Scanning electron micrographs* (SEM) permukaan fraktur *silk-fiber Bombyx mori* FRC (perbesaran 50  $\mu\text{m}$ )

## PEMBAHASAN

Hasil penelitian menunjukkan bahwa terdapat perbedaan nilai kekuatan fleksural FRC dengan volumetrik *fiber* berbeda dengan kecenderungan penurunan kekuatan fleksural seiring dengan peningkatan volumetrik *fiber*. Hasil ini sejalan dengan penelitian Dhakal, dkk<sup>29</sup> dan Ho, dkk<sup>30</sup> yang menunjukkan bahwa kekuatan fleksural menurun dengan meningkatkan fraksi volume *fiber* karena ikatan interfasi matriks resin-*fiber* yang lemah.

Hasil penelitian ini menunjukkan peningkatan volumetrik *silk-fiber bombyx mori* menurunkan kekuatan fleksural dari FRC yang bertentangan dengan hipotesis awal yang menyatakan bahwa peningkatan volumetrik *silk-fiber bombyx mori* meningkatkan kekuatan fleksural FRC. Hal ini mungkin disebabkan oleh ikatan yang lemah antara *fiber* dan matriks. Kekuatan dari FRC merupakan indikator langsung dari kekuatan ikatan interfasi, karena tekanan yang diberikan akan diteruskan melalui interfasi antara matriks dan *fiber*.<sup>32,33</sup> Uji *scanning electron microscopy* (SEM) dilakukan setelah penelitian untuk melihat ikatan interfasi antara *silk-fiber Bombyx mori* dengan matriks resin dental. Hasil uji SEM memperlihatkan celah kecil berukuran 6-8  $\mu\text{m}$  antara *silk-fiber Bombyx mori* dengan matriks resin dental.

Penelitian ini menggunakan *silk-fiber Bombyx mori* dari Perhutani Pati, Jawa tengah, Indonesia. yang menerapkan metode *boiling* atau perebusan kokon dalam mesin *boiling* pada suhu 80°C selama 15 menit. Setelah direbus, *silk-fiber* dipintal.<sup>11</sup> *Boiling* merupakan salah satu tahapan *degumming*, yakni proses menghilangkan *sericin*.<sup>33</sup> *Degumming* dapat mempengaruhi sifat mekanik *silk fiber Bombyx mori* karena perubahan mikrostruktur inti fibroin dan ikatan antara mereka.<sup>34</sup> Pada penelitian ini tidak dilakukan modifikasi pada permukaan *silk-fiber* dan tidak ada penambahan *compatibilizer*, *coupling agent* atau agen bonding lain, karena tidak diinginkan aplikasi kimia yang berlebihan. Teknik *boiling* tidak dapat menghilangkan semua *sericin*,<sup>35,36</sup> sehingga masih terdapat sisa *sericin* pada permukaan inti *fiber*.<sup>37</sup>

*Sericin* yang bersifat hidrofilik menghalangi ikatan antara matriks dan *fiber* sehingga menyebabkan ikatan interfasi matriks-*fiber* yang buruk.<sup>30</sup> Lapisan *sericin* yang tersisa pada permukaan *fiber* menyerap sebagian energi pada saat tekanan diberikan pada FRC namun tidak meneruskannya secara sempurna pada inti *fiber* sehingga menyebabkan deformasi pada material.<sup>38</sup> Ikatan interfasi yang lemah akan membatasi transfer tekanan. Dengan demikian, pada bagian yang terdapat *fiber* akan terbentuk rongga tanpa penguat yang mengakibatkan penurunan kekuatan mekanis. *Fiber* yang tidak berikatan baik dengan matriks pada FRC akan mengurangi jumlah area yang terisi matriks dan menjadi bagian rusak yang dapat menurunkan efektifitas area *cross sectional* sehingga kekuatan mekanis menjadi buruk.<sup>31</sup>

*Sericin* pada *silk-fiber* harus dihilangkan dengan teknik *degumming* yang tepat sehingga *silk-fiber Bombyx mori* menjadi lebih hidrofobik. Penggunaan *coupling agent* untuk memberikan ikatan interfasi yang baik antara *silk-fiber* dengan matriks resin dental sehingga kekuatan mekanis menjadi meningkat juga disarankan. Dengan mempersiapkan *silk-fiber Bombyx mori* menjadi lebih hidrofobik dan menggunakan *coupling agent*, *silk-fiber* dapat diharapkan menjadi alternatif dalam pembuatan *fiber-reinforced composite* di kedokteran gigi khususnya sebagai material restoratif pengganti dentin. Hal ini karena *silk-fiber Bombyx mori* merupakan salah satu *fiber* alam terkuat, mudah didapatkan dan harga yang relatif murah.

Menurut ISO 4049 (2000), suatu material restoratif dianggap telah memenuhi persyaratan awal jika kekuatan fleksural dari sampel uji  $\geq 50$  MPa.<sup>28</sup> Hasil penelitian untuk kekuatan fleksural didapatkan nilai rerata terendah pada kelompok FRC *fiber* 15% yaitu sebesar 71,25 MPa dan tertinggi pada kelompok FRC *fiber* 0% yaitu sebesar 149,15 MPa. Sebagai pembandingan, *short* FRC dengan *glass fiber* merk EverX posterior, GC, Japan memiliki Kekuatan fleksural sebesar 201,08 MPa.<sup>40</sup> Dengan demikian dapat disimpulkan bahwa semua kelompok sampel FRC menghasilkan rerata kekuatan fleksural yang sesuai dengan ISO 4049 (2000), namun bila dibandingkan dengan EverX posterior, GC, Japan kekuatan fleksural dari *silk-fiber Bombyx mori* FRC masih jauh lebih rendah.

## KESIMPULAN

Kesimpulan dari penelitian ini adalah peningkatan volumetrik *silk-fiber Bombyx mori* menurunkan kekuatan fleksural dari *fiber-reinforced composites*. Hal ini diperkirakan karena terdapat celah kecil akibat ikatan interfisial yang lemah antara matriks resin dental dan *fiber* sehingga menurunkan kekuatan fleksural.

## UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis menyampaikan terima kasih kepada Fakultas Kedokteran Gigi dan Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta yang telah memberikan dukungan fasilitas dalam melaksanakan penelitian ini.

## DAFTAR PUSTAKA

1. Karaarslan ES, Bulbul M, Yildiz E, Secilmis A, Sari F, Usumez A. Effects of Different Polishing Methods on Color Stability of Resin Composites After Accelerated Aging. *Dental Materials Journal*. 2013; 32(1): 58-67.
2. Moszner N, Salz U. New Development of Polymeric Dental Composites. *Prog Polym Sci*. 2001; 26 (4): 535-576.
3. Garoushi SK, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LV. Polymerization Shrinkage of Experimental Short Glass Fiber-Reinforced Composite With Semi-Inter Penetrating Polymer Network Matrix. *Dental Materials*. 2007; 24(2): 211–215.
4. Garoushi S, Hatem M, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations load-bearing capacity of posterior restorations. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavia*. 2015; 1 (1): 5–12.
5. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fiber-Reinforced Composites in Restorative Dentistry. *Dent Update*. 2003; 30: 300-306.
6. Rijswijk VK, Brouwer WD, Beukers A. Application of Natural Fibre Composites. *Delft Aerospace: Stevinweg*. 2001; 1-43.
7. Garoushi S, Vallittu PK dan Lassila LVJ. Direct Restoration of Severely Damaged Incisors Using Short Fiber-Reinforced Composite Resin. *J Dent*. 2007; 35(9): 731–736.
8. Garoushi S, Vallittu PK dan Lassila LVJ. Fracture Toughness, Compressive Strength and Load-bearing Capacity of Short Glass Fibre-reinforced Composite Resin. *Chin J Dent Res*. 2011; 14(1): 15–19.
9. Garoushi S, Tanner J, Vallittu PK, Lassila L. Preliminary Clinical Evaluation of Short Fiber-Reinforced Composite Resin in Posterior Teeth : 12-Months Report. *The Open Dentistry Journal*. 2012; 6: 41–45.
10. Borrer DJ, Triplehorn CA, Johnson NF. *Pengenalan Pendidikan Serangga*. Yogyakarta: Gadjah Mada University Press; 1992.
11. Nurjayanti ED. Budidaya Ulat Sutera dan Produksi Benang Sutera Melalui Sistem Kemitraan pada Pengusahaan Sutera Alam (PSA) Regaloh Kabupaten Pati. *Mediagro*. 2011; 7(2): 1-10.
12. Altman GH, Diaz F, Jakuba C, Calabro T, Horan R L, Chen J, Lu H, Richmond J, Kaplan DL. Silk-Based Biomaterials. *Biomaterials*. 2002; 24: 401–416.
13. Zafar MS dan Al-samadani. Potential Use of Natural Silk for Bio-Dental Applications. *Journal of Taibah University Medical Sciences*. 2014; 9(3): 171–177.
14. Ude AU, Eshkoo RA, Zulkifili R, Ariffin AK, Dzuraidah AW, Azhari CH. Bombyx mori Silk Fibre and Its Composite: A Review of Contemporary Developments. *Materials and Design*. 2014; 57: 298-305.
15. Hakimi O, Knight DP, Vollrath F, Vakguna P. Spider and Mulberry Silk Worm Silk as Compatible Biomaterials. *Composite part B-Eng*. 2007; 38: 324-337.
16. Omenetto FG dan Kaplan DL. New Opportunities for An Ancient Material. *Science*. 2010; 329: 528–531.

17. Hardy JG, Romer LM, Scheibel TR. Polymeric Materials Based on Silk Proteins. *Polymer*. 2008; 49: 4309-4327.
18. Zuo B, Dai L, Wu Z. Analysis of Structure and Properties of Biodegradable Regenerated Silk Fibroin Fibers. *J Mater Sci*. 2006; 41: 3357-3361.
19. Gosline J, Guerette P, Ortlepp C, Savage K. The Mechanical Design of Spider Silks: From Fibroin Sequence to Mechanicalfunction. *J Exp Biol*. 1999; 202: 3295-3303.
20. Vallittu PK dan Narva K. Impact Strength of A Modified Continuous Glass Fiber Polymethyl Methacrylate. *Int J Prosthodont*. 1997; 10(2): 142-148.
21. Loncar A, Vojvodic D, Jerolimov V, Komar D, Zabarovic, D. Fiber Reinforced Polymers Part II: Effect on Mechanical Properties. *Acta Stomatologica Croatica*. 2008; 42(1): 49-63.
22. Anusavice KJ. *Phillip's Science of Dental Material*. 11<sup>th</sup>ed. Missouri: Mosby Elsevier; 2003. 74-98, 722-747.
23. Jagger DC, Allen RG, Harrison SM. An Investigation Into The Transverse And Impact Strenght Of High Strenght Denture Base Acrylic Resins. In: Gizbuz, Unalan, Dikbas. *Comparison Of The Transverse Strenght Of Six Acrylic Denture Resins*. *J Oral Rehabilitation*. 2010; 9: 21-24.
24. Hasan RH. Comparison of Some Physical Properties of Acrylic Denture Base Material Cured by Water Bath and Microwave Technique. *Al-Rafidain Dent J*. 2003; 3: 143-147.
25. Garoushi SK, Lassila LVJ, Vallittu PK. Short Fiber Reinforced Composite: The Effect of Fiber Length and Volume Fraction. *The J Contemporary Dent. Pract*. 2006; 7(5): 1-10.
26. Bogush VG, Sokolova OS, Davydova LI, Klinov DV, Sidoruk KV, Esipova NG, Neretina TV, Orchanskyi IA, Makeev VY, Tumanyan VG, Shaitan KV, Debabov VG, Kirpichnikov MP. A Novel Model System for Design of Biomaterials Based on Recombinant Analogs of Spider Silk Proteins. *J Neuroimmune Pharmacol*. 2009; 4(1): 17-27
27. Abdulmajeed, A.A., Narhi, T.O., Vallitu, P.K., dan Lassila L.V., 2011, The Effect of High Fiber Fraction on Some Mechanical Properties of Unidirectional Glass Fiber-Reinforced Composite. *Journal Dental Materials*. 27 : 313-321.
28. Ellakwa A, Shortall A, Marquis P. Influence of Fibre Position on the Flexural Properties and strain Energi of a Fibre-Reinforced Composite. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003; 30: 679-682.
29. ISO 4049. *Dentistry – Polymer-Based Filling Restorative and Luting Materials*. Geneva: International Organization for Standarization; 2000. 1-25.
30. Dhakal HN, Zhang ZY, Richardson MOW. Effect of Water Absorption on The Mechanical Properties of Hemp Fibre Reinforced Unsaturated Polyester Composites. *Composites Science and Technology*. 2006; 67: 1674-1683.
31. Ho M, Lau K, Wang H, Bhattacharyya D. Characteristics of Silk Fibre reinforced Biodegradable Plastic. *Composites: Part B*. 2011; 42: 117-122.
32. Facca AG. Predicting the Tensile Strength of Natural Fibre Reinforced Thermoplastics. *Compos Sci Technol*. 2007; 67: 2454-2566.
33. Fu SY dan Lauke B. *Science and Engineering of Short Fibre Reinforced Polymer Composites*. CRC Press LCC. 2009.
34. Long JJ, Wang HW, Lu TQ, Tang RC, Zhu YW. Application of Low Pressure Plasma Pretreatment in Silk Fabric Degumming Process. *Plasma Chemistry and Plasma Process*. 2008; 28: 701 –713.
35. Jiang P, Liu H, Wang C. Tensile behavior and morphology of differently degummed silkworm (*Bombyx mori*) cocoon silk fibres. *Mater Lett*. 2006; 60: 919–925.
36. Sah MK dan Pramanik K. Regenerated Silk Fibroin from B. Mori Silk Cocoon for Tissue Engineering Application. *Journal of Environmental Science and Development*. 2010; 1(5): 404-408.
37. Nindhia TGT, Surata IW, Knejzlik Z, Ruml T, Nindhia TS. New Route in Degumming of Bombyx mory Silkworm Cocon for Biomaterial. *Journal of Medical and Bioengineering*. 2015; 4(4): 1-4.
38. Hardy JG, Scheibel TR. Silk-Inspired Polymer and Proteins. *Biochem Soc Trans*. 2009; 37: 677-681.



39. Ho M, Wang H, Lau K, Lee J, Hui D. Interfacial Bonding and Degumming Effects on Silk Fibre/Polymer Biocomposites. *Composites: Part B*. 2012; 43: 2801-2812.
40. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A, Ferrari M. Polymerization Efficiency and Flexural Strength of Low-Stress Restorative Composites. *Dental Materials*. 2014; 30(6): 688–694.