

ARTIKEL PENELITIAN

Impregnasi *glass fiber* non dental terhadap kekuatan fleksural *fiber reinforced composite*

Nilasary Rochmanita*, Siti Sunarintyas**, Muhammad Kusumawan Herliansyah***

*Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Muhammadiyah Surakarta, Surakarta, Jawa Tengah, Indonesia

**Departemen Biomaterial, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta, Indonesia

***Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta, Indonesia

*Jl Kebangkitan Nasional No 101 Penumping, Surakarta, Jawa Tengah, Indonesia; e-mail: nrs156@ums.ac.id

Submisi: 15 Desember 2016; Revisi: 15 Maret 2017; Penerimaan: 6 April 2017

ABSTRAK

Ketersediaan *E-glass fiber* dental untuk restorasi *fiber reinforced composite* (FRC) di Indonesia terbatas dengan harga relatif mahal, sehingga *glass fiber* non dental digunakan sebagai alternatif. *Glass fiber* non dental memiliki komposisi yang hampir sama dengan *E-glass fiber* dental. Salah satu parameter penting untuk kekuatan FRC adalah impregnasi *fiber* dengan resin. *Fiber* sulit berimpregnasi dengan resin yang memiliki viskositas tinggi. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh impregnasi *glass fiber* non dental menggunakan resin bis-GMA dan TEGDMA terhadap kekuatan fleksural FRC. Bahan yang digunakan dalam penelitian adalah *glass fiber* non dental (CMAX, China), resin bis-GMA (Sigma-Aldrich, USA), dan TEGDMA (Sigma-Aldrich, USA). Sampel 3 kelompok perlakuan terdiri dari FRC dengan *fiber* tanpa impregnasi, FRC dengan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA=4:1) dan FRC dengan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA=1:1) (n=12). Ketiga kelompok diuji kekuatan fleksural berdasarkan ISO 10477. Sampel direndam dalam akuades dan disimpan pada suhu 37 °C selama 24 jam sebelum uji kekuatan fleksural. Hasil yang diperoleh dianalisis variansi satu jalur dan *post hoc* LSD. Hasil penelitian menunjukkan rerata kekuatan fleksural terendah ($116,16 \pm 15,87$ MPa) pada kelompok FRC dengan *fiber* tanpa impregnasi dan tertinggi ($151,32 \pm 23,74$ MPa) pada kelompok FRC dengan *fiber* terimpregnasi (bisGMA:TEGDMA=1:1). Analisis statistik menunjukkan impregnasi *fiber* memberikan pengaruh signifikan ($p < 0,05$). Kesimpulan penelitian adalah impregnasi *glass fiber* non dental menggunakan resin bis-GMA dan TEGDMA dapat meningkatkan kekuatan fleksural FRC dan FRC dengan *glass fiber* non dental terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA=1:1) memiliki kekuatan fleksural paling tinggi.

Kata kunci: *glass fiber* non dental; impregnasi *fiber*; kekuatan fleksural

ABSTRACT: Non-Dental glass fiber impregnation on flexural strength of fiber reinforced composite. The availability of dental E-glass fibers for Fiber Reinforcement (FRC) restoration is limited in Indonesia with relatively high cost. Therefore, non-dental glass fibers have been used as an alternative material. The composition of non-dental glass fibers is almost the same with dental E-glass fibers. An important parameter responsible for the strength of FRC is the impregnation of the fibers with resin. Reinforcing fibers are difficult to impregnate with the resin systems of high viscosity. The aim of study is to assess the effect of non-dental glass fibers impregnation using bis-GMA and TEGDMA resin on the flexural strength of FRC. The materials used in the study were non-dental glass fibers (CMAX, China), resin bis-GMA (Sigma-Aldrich, USA) and TEGDMA (Sigma-Aldrich, USA). Three groups of samples consisted of FRC with non-impregnated fibers, FRC with impregnated fibers (bis-GMA:TEGDMA=4:1) and FRC with impregnated fibers (bis-GMA:TEGDMA=1:1). The three groups were tested to determine flexural strength according to ISO 10477. The samples were stored in aquadest at 37 °C for 24 hours prior to flexural strength test. The results were analyzed by one way ANOVA with LSD post hoc test. The results of study showed that the lowest mean of flexural strength (116.16 ± 15.87 MPa) was FRC with non-impregnated fiber and the highest mean (151.32 ± 23.74 MPa) was FRC with impregnated fiber (bis-GMA:TEGDMA=1:1). The statistical analysis showed that fiber impregnation had a significant effect ($p < 0.05$). It can then be concluded that non-dental glass fiber impregnation using bis-GMA and TEGDMA resin could increase the flexural strength of FRC and FRC with the impregnated fibers (bis-GMA:TEGDMA=1:1) that had the highest mean of flexural strength.

Keywords: non-dental glass fiber; fiber impregnation; flexural strength

PENDAHULUAN

Gigi tiruan cekat (GTC) menggunakan *fiber reinforced composite* (FRC) merupakan alternatif perawatan restorasi di bidang kedokteran gigi yang banyak dipilih dibandingkan logam-porselen. FRC memberikan keuntungan estetika yang baik, perawatan minimal invasif, mengurangi resiko efek samping alergi terhadap logam dan memiliki sifat adhesif yang baik sehingga mampu berikatan dengan gigi penyangga.^{1,2} FRC merupakan material komposit terbuat dari matriks polimer, diperkuat dengan *fiber*, yang mempunyai kekuatan tarik serta modulus fleksural tinggi.³ Secara umum di kedokteran gigi matriks polimer diperkuat dengan *glass*, *polyethylene* atau *carbon fiber*.⁴ Gigi tiruan cekat FRC pada saat ini banyak yang menggunakan *glass fiber* karena memiliki biokompatibilitas dan estetika yang baik, serta dapat berikatan baik dengan matriks polimer melalui *silane coupling agent*.^{1,5,6} *Glass fiber* memiliki keterbatasan modulus tarik rendah dan mengalami abrasi.³ Di Indonesia *glass fiber* dental yang dijual komersial tersedia dalam jumlah terbatas dan harga relatif mahal. Di lain pihak, banyak tersedia *glass fiber* non dental dengan harga terjangkau. *Glass fiber* non dental banyak digunakan untuk industri pesawat terbang, otomotif, peralatan olahraga, kapal, elektronik dan perabot rumah tangga.^{7,8}

Pemeriksaan *X-Ray Fluorescence Spectrometer* (XRF) terhadap komposisi *glass fiber* non dental yang dijual komersial di Yogyakarta seperti *fiberglass mats* (LT, China), *fiberglass roving* (CMAX, China) dan *woven roving* (HJ, China) memiliki komposisi yang hampir sama dengan *E-glass fiber* dental.⁹ Penelitian terhadap *glass fiber non dental* melaporkan bahwa terdapat pengaruh komposisi (Na_2O dan K_2O) dan lama perendaman FRC terhadap perlekatan bakteri *Streptococcus mutans*. *Streptococcus mutans* yang melekat pada FRC dengan *glass fiber* non dental lebih sedikit dibandingkan FRC dengan *glass fiber* dental.¹⁰ Penelitian lain secara *in vitro* juga menyimpulkan bahwa FRC menggunakan *glass fiber* non dental tidak memiliki sifat sitotoksik terhadap sel fibroblas.¹¹ Berdasarkan hasil penelitian terhadap FRC dengan *glass fiber* non dental yang menunjukkan hasil positif maka *glass fiber* non dental berpotensi

dikembangkan lebih lanjut sebagai alternatif *glass fiber* dental komersial yang sulit diperoleh.

Kekuatan fleksural FRC menggunakan *glass fiber* non dental berkisar antara 165-240 MPa.¹² Hasil ini masih di bawah kekuatan fleksural FRC dengan *glass fiber* dental yaitu sekitar 300-1000 MPa.⁴ Untuk menaikkan kekuatan fleksural FRC dengan *glass fiber* non dental perlu dilakukan penelitian tentang impregnasi *glass fiber* non dental dengan resin. Menurut penelitian sebelumnya, impregnasi *glass fiber* menggunakan resin PMMA dapat meningkatkan kekuatan fleksural FRC.¹³ Selain itu, sekarang ini *glass fiber* dental komersial yang tersedia berbentuk pita strip hasil impregnasi bundel *fiber* dalam resin.

Impregnasi merupakan proses pembasahan *fiber* dengan resin.¹⁴ Resin yang dapat melekat dengan *fiber* diperlukan untuk melakukan impregnasi. Resin dengan viskositas tinggi menyebabkan sulitnya impregnasi resin dengan *fiber*.¹⁵ Jika resin tidak berimpregnasi dengan *fiber* akan terjadi penyerapan air yang tinggi oleh FRC karena terbentuknya ruang-ruang kosong.¹ Penyerapan air dapat mempengaruhi lama waktu stabilitas FRC di rongga mulut. Lingkungan rongga mulut tempat aplikasi FRC memiliki kandungan air yang berasal dari saliva dan cairan lain.¹⁶ Saat FRC terpapar air, terjadi dua efek yang merugikan. Pertama, air dapat merusak ikatan matriks resin-*fiber* melalui proses degradasi hidrolitik dari *polysiloxane* sehingga dapat menurunkan kekuatan mekanis FRC secara *irreversible*. Kedua, air dapat menurunkan kekuatan mekanis secara *reversible* karena proses pelunakan matriks resin oleh molekul air.¹⁷

Matriks resin yang banyak digunakan dalam sistem FRC di kedokteran gigi saat ini adalah bis-GMA.¹⁸ Bis-GMA terbentuk dari reaksi antara *bisphenol A* dan *glycidylmethacrylate*.¹⁹ Bis-GMA memiliki sifat viskositas tinggi karena memiliki berat molekul yang tinggi (512 g/mol).²⁰ Untuk mengatasi sifat viskositas tinggi pada bis-GMA dapat dilakukan penambahan monomer dengan viskositas rendah seperti TEGDMA.¹⁸ TEGDMA adalah monomer yang memiliki sifat fleksibel tinggi, viskositas dan berat molekul rendah (286 g/mol).²⁰ Tujuan penelitian ini adalah untuk mengetahui pengaruh impregnasi *glass*

fiber non dental menggunakan resin bis-GMA dan TEGDMA terhadap kekuatan fleksural FRC.

METODE PENELITIAN

Penelitian yang dilakukan merupakan penelitian eksperimental murni laboratoris. Penelitian dilakukan di Laboratorium Riset Terpadu Fakultas Kedokteran Gigi UGM dan Laboratorium Bahan Teknik Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik UGM. Subjek penelitian adalah balok FRC dengan *glass fiber* non dental sebagai penguat. Bahan penelitian yang digunakan adalah *glass fiber* non dental (CMAX, China) dengan panjang 25 mm dan berat 0,006 g; Bis-GMA (Sigma-Aldrich, USA); TEGDMA (Sigma-Aldrich, USA); *Camphorquinone* (Esstech, USA); *2-(Dimethylamino)ethyl methacrylate* (Sigma-Aldrich, USA); *Silane coupling agent*: 3-MPS (Monobond-S, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein); *Flowable composite* (Charmfil Flow Dentkist, Korea). Sampel dibuat sebanyak 12 dan dibagi menjadi 3 kelompok perlakuan yang berbeda yaitu FRC dengan *fiber* tanpa impregnasi, FRC dengan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA=4:1)¹³ dan FRC dengan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA=1:1). Penelitian sudah dinyatakan layak untuk dilakukan sesuai dengan surat izin kelaikan etik diperoleh dari Unit Etika dan Advokasi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Gadjah Mada Yogyakarta dengan No.00661/KKEP/FKGUGM/EC/2016.

Cetakan logam (25 mm x 2 mm x 2 mm),²¹ diberi penanda pada tinggi 0,5 mm untuk peletakan *flowable composite* dan *fiber*,²² kemudian cetakan diletakkan di atas *glass plate*. Pembuatan sampel pada kelompok FRC dengan *fiber* tanpa impregnasi yaitu dengan terlebih dahulu menginjeksikan *flowable composite* ke dalam *mould* sampai batas penanda, selanjutnya *fiber* disilanisasi (*silane* diambil dengan mikropipet sebanyak 7,5 µl), didiamkan selama 1 menit, kemudian dikeringkan dengan pengering elektrik selama 1 menit.¹² *Fiber* dimasukkan ke dalam cetakan menggunakan pinset, lalu *flowable composite* diinjeksikan kembali hingga seluruh permukaan *fiber* tertutup dan *mould* terisi penuh.

Pembuatan sampel pada kelompok FRC yang menggunakan *fiber* terimpregnasi diawali dengan proses silanisasi *fiber*.¹² Setelah itu, pada FRC

dengan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA=4:1), *fiber* dicelupkan ke dalam suatu wadah berisi resin (0,152 g bis-GMA; 0,038 g TEGDMA; 0,002 g *camphorquinone*; 0,002 g *2-(dimethylamino) ethyl methacrylate*), dan untuk FRC yang menggunakan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA=1:1), *fiber* dicelupkan ke dalam suatu wadah berisi resin (0,095 g bis-GMA; 0,095 g TEGDMA; 0,002 g *camphorquinone*; 0,002 g *2-(dimethylamino) ethyl methacrylate*). *Fiber* ditarik keluar dengan perlahan dan selanjutnya sisa resin serta udara yang terperangkap pada *fiber* dihilangkan dengan cara *fiber* ditekan dan ditarik perlahan menggunakan penggaris. Setelah itu *flowable composite* diinjeksikan ke dalam *mould* sampai batas penanda dan *fiber* terimpregnasi dimasukkan ke dalam cetakan menggunakan pinset. *Flowable composite* diinjeksikan kembali hingga seluruh permukaan *fiber* tertutup dan *mould* terisi penuh.

Permukaan FRC ditutup menggunakan *celluloid strip*, yang selanjutnya dilakukan penyinaran tegak lurus terhadap sampel penelitian²³ menggunakan *LED light curing unit* (LED H, Woodpecker, Cina) selama 40 detik. Setelah penyinaran selesai, sampel dikeluarkan dari cetakan, kemudian dilakukan *finishing* dan *polishing*. Sampel direndam dalam akuades selama 24 jam dan disimpan dalam inkubator (MIR 162, Sanyo, Japan) dengan suhu 37 °C.²¹

Uji kekuatan fleksural (*three point bending test*) menggunakan alat *Universal Testing Machine* (Tokyo Testing Machine, Japan) dilakukan setelah perendaman dalam akuades selama 24 jam. Uji ini dilakukan dengan meletakkan sampel pada papan penyangga dengan jarak tumpuan sejauh 20 mm (L), kemudian sampel diberi beban tepat di tengahnya dengan kecepatan konstan (1 mm/menit) sampai fraktur. Angka (P) pada layar monitor akan muncul yang merupakan tekanan maksimum yang dapat diterima oleh sampel. Selanjutnya dihitung kekuatan fleksural dalam satuan MPa.

HASIL PENELITIAN

Secara umum rerata kekuatan fleksural menunjukkan peningkatan pada semua kelompok. Nilai rerata terendah kekuatan fleksural pada kelompok

FRC menggunakan *fiber* tanpa impregnasi ($116,16 \pm 15,87$ MPa) dan rerata tertinggi pada pada kelompok FRC menggunakan fiber terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA=1:1) ($151,32 \pm 23,74$ MPa).

Hasil uji normalitas *Shapiro-Wilk* data kekuatan fleksural kelompok FRC menunjukkan bahwa data terdistribusi normal ($p > 0,05$), kemudian hasil uji *Levene* untuk uji homogenitas menunjukkan bahwa data yang diuji homogen ($p > 0,05$), sehingga

selanjutnya data dapat dilakukan uji *one way ANOVA* seperti yang terangkum pada Tabel 2.

Hasil uji *one way ANOVA* pada Tabel 2 menunjukkan angka 0,040 ($p < 0,05$). Oleh karena $p < 0,05$, maka dapat ditarik kesimpulan bahwa impregnasi *fiber* berpengaruh terhadap kekuatan fleksural FRC. Data selanjutnya diuji *post hoc* menggunakan uji LSD. Rangkuman uji LSD dapat dilihat pada Tabel 3.

Tabel 2. Rangkuman uji *one way ANOVA* kekuatan fleksural FRC

	Jumlah kuadrat	Derajat bebas	Rerata kuadrat	F	p
Antar kelompok	3091,352	2	1545,676	4,694	0,040
Dalam kelompok	2963,428	9	329,270		
Total	6054,779	11			

Tabel 3. Rangkuman uji LSD kekuatan fleksural FRC

Kelompok FRC	<i>Fiber</i> tanpa impregnasi	<i>Fiber</i> terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 4:1)	<i>Fiber</i> terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 1:1)
<i>Fiber</i> tanpa impregnasi		2,340	35,158*
<i>Fiber</i> terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 4:1)			32,818*
<i>Fiber</i> terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 1:1)			

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

Tabel 1. Rerata dan simpangan baku (SB) kekuatan fleksural FRC (MPa)

Kelompok	Kekuatan fleksural Rerata \pm SB
FRC dengan <i>fiber</i> tanpa impregnasi	$116,16 \pm 15,87$
FRC dengan <i>fiber</i> terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 4:1)	$118,50 \pm 13,12$
FRC dengan <i>fiber</i> terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 1:1)	$151,32 \pm 23,74$

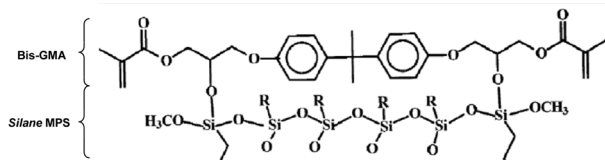
Hasil uji *post hoc* LSD (Tabel 3) pada data kekuatan fleksural FRC menunjukkan bahwa terdapat perbedaan bermakna ($p < 0,05$), kecuali antara kelompok FRC menggunakan *fiber* tanpa impregnasi dan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA=4:1).

PEMBAHASAN

Kekuatan fleksural adalah kemampuan suatu material untuk bertahan sebelum patah. Kekuatan fleksural merupakan salah satu sifat mekanis yang sering diuji dalam pembuatan GTC FRC karena dapat mensimulasikan distribusi tekanan yang

berada di rongga mulut.²³ Perbedaan kekuatan fleksural dipengaruhi oleh adanya impregnasi pada *fiber*. Impregnasi *fiber* dengan resin dibutuhkan agar resin dapat berkontak dengan permukaan masing-masing *fiber*. Tidak adanya impregnasi *fiber* dengan resin dapat menyebabkan terbentuknya kekosongan dan porositas, sehingga terjadi penyerapan air yang lebih banyak dan penurunan kekuatan fleksural setelah perendaman FRC dalam air.²⁴ Kekuatan optimal dan penyaluran tekanan dari resin ke *fiber* dapat diperoleh apabila terjadi impregnasi *fiber* dengan resin.¹⁴

Impregnasi *fiber* pada penelitian ini menggunakan bis-GMA. Peningkatan kekuatan fleksural juga diakibatkan karena adanya ikatan antara *silane* MPS dan bis-GMA. Gugus silanol *silane* MPS dapat berikatan dengan gugus hidroksil dari monomer yang terhidrolisis seperti bis-GMA membentuk *silyl ether* turunan dari bis-GMA. Reaksi yang terbentuk antara *silane* MPS dan bis-GMA dapat dilihat pada Gambar 1.²⁵



Gambar 1. Reaksi antara silane MPS dan bis-GMA

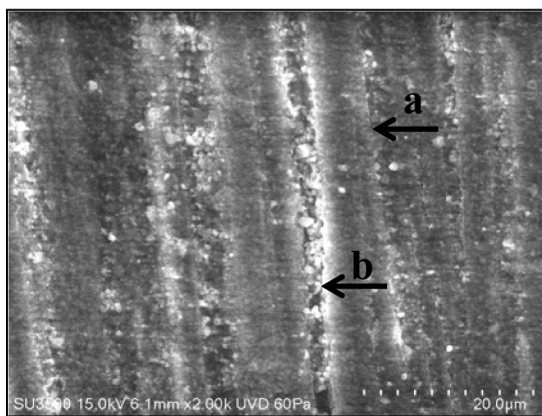
Terdapat peningkatan kekuatan fleksural pada kelompok FRC menggunakan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 4:1) jika dibandingkan dengan kelompok FRC menggunakan *fiber* tanpa impregnasi, namun hasil uji *post hoc* LSD menunjukkan bahwa kekuatan fleksural mengalami perubahan yang tidak bermakna. Hal tersebut diasumsikan kekuatan fleksural pada kelompok FRC menggunakan *fiber* tanpa impregnasi dan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 4:1) memiliki nilai yang sama, ini dikarenakan rasio bis-GMA dan TEGDMA yaitu 4:1 memiliki viskositas tinggi. Oleh karena alasan memiliki sifat viskositas yang tinggi juga, maka terdapat perbedaan rerata bermakna kekuatan fleksural antara kelompok FRC menggunakan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 4:1) dan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 1:1). Impregnasi *fiber* salah satunya tergantung pada viskositas dari resin.²⁴ Resin dengan viskositas tinggi menyebabkan sulitnya impregnasi resin dengan *fiber*.¹⁵ Apabila resin tidak berimpregnasi dengan *fiber* maka akan terbentuk kekosongan di antara resin dan *fiber*.¹ Fenomena ini dapat dilihat dari hasil pengamatan SEM (Gambar 2) dengan perbesaran 2000 kali. FRC menggunakan *fiber* tanpa impregnasi terlihat

bahwa di samping *fiber* terbentuk keretakan dan kekosongan, seperti yang ditunjukkan tanda panah (b) pada Gambar 2A, jika dibandingkan dengan FRC menggunakan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 1:1) terlihat adhesi antara *fiber* dan resin yang lebih rapat.

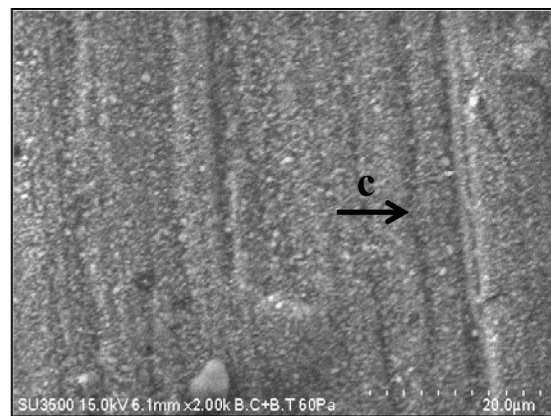
Adanya keretakan dan kekosongan menyebabkan terjadinya penyerapan air sehingga akan mengurangi kekuatan mekanis dan terjadi degradasi hidrolitik *polysiloxane* dari FRC. Selain itu, kekosongan karena tidak adanya impregnasi *fiber* dengan resin dapat berfungsi sebagai tempat terkurungnya oksigen.¹ Oksigen dapat menghambat polimerisasi dari resin sehingga dapat menurunkan kekuatan FRC dan meningkatkan konsentrasi monomer sisa.¹⁴

Semua kelompok sampel FRC pada penelitian terlihat menghasilkan rerata kekuatan fleksural yang sesuai standar ISO yaitu ≥ 50 MPa.²¹ Kelompok FRC menggunakan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 1:1) memiliki kekuatan fleksural paling tinggi di antara ketiga kelompok FRC tersebut. Hal ini sesuai dengan penelitian terdahulu yang menyatakan bahwa kekuatan mekanis yang lebih tinggi pada komposit didapatkan apabila perbandingan bis-GMA:TEGDMA adalah 1:1.²⁶

Impregnasi *fiber* pada penelitian ini dilakukan secara manual. Impregnasi merupakan prosedur yang sensitif dan dipengaruhi oleh banyak faktor. Impregnasi *fiber* menggunakan resin secara manual dapat memicu terbentuknya area kekosongan yang mengandung udara.¹⁵ Oksigen pada udara



(A)



(B)

Gambar 2. Hasil pengamatan SEM. (A) FRC dengan *fiber* tanpa impregnasi, (a) *fiber*, (b) keretakan dan kekosongan; (B) FRC dengan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA=1:1), (c) *fiber* terimpregnasi resin

akan menghambat polimerisasi yang terjadi pada permukaan polimer yang dapat meningkatkan kemampuan penetrasi air sehingga melemahkan kekuatan mekanis FRC.⁶ Upaya yang dapat dilakukan untuk meningkatkan kekuatan fleksural material yaitu dengan melakukan impregnasi yang sempurna. Impregnasi oleh pabrik akan menghasilkan impregnasi yang menyeluruh sehingga menyebabkan resin dapat berkontak dengan seluruh permukaan *fiber*.¹⁵ Hasil penelitian menunjukkan bahwa *glass fiber* non dental terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 1:1) kemungkinan dapat menjadi alternatif dalam pembuatan FRC di kedokteran gigi khususnya gigi tiruan cekat, ditinjau dari aspek kekuatan fleksural.

KESIMPULAN

Impregnasi *glass fiber* non dental menggunakan resin bis-GMA dan TEGDMA dapat meningkatkan kekuatan fleksural FRC. FRC dengan *glass fiber* non dental terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 1:1) memiliki kekuatan fleksural paling tinggi dibandingkan *fiber* terimpregnasi (bis-GMA:TEGDMA= 4:1).

DAFTAR PUSTAKA

1. Khan AS, Azam MT, Khan M, Mian SA, Rehman IU. An update on glass fiber dental restorative composites: a systematic review. *MSE*. 2015; 47: 26 – 39.
2. Garoushi S, Vallittu P. Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan J Med*. 2006; 1(1): 73 – 82.
3. Zhang M, Matinlinna JP. E-Glass fiber reinforced composite in dental application. *Silicon*. 2012; 4: 73 – 78.
4. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. Fiber-reinforced composite in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Co.; 2000. 1 – 25.
5. Ballo AM. Fiber-Reinforced composite as oral implant material: experimental studies of glass fiber and bioactive glass in vitro and in vivo. Dissertation. Finland: University of Turku; 2008.
6. Vallittu PK. Glass fibers in fiber-reinforced composites, In Matinlinna JP (ed): Handbook of oral biomaterials. Singapore: Pan Stanford Publishing; 2014. 255 – 270.
7. Kinsella M, Murray D, Crane D, Mancinelli J, Kranjc M. Mechanical properties of polymeric composites reinforced with high strength glass fiber [Internet]. 2014 [cited 2015 December 2nd]. Available from: https://www.agy.com/wp-content/uploads/2014/03/Mechanical_Properties_of_Polymeric_Composites-Technical.pdf
8. Johnson T. Uses of Fiberglass [Internet]. 2015 [cited 2015 December 4th]. Available from: <http://composite.about.com/od/aboutglass/a/Uses-OfFiberglass.htm>.
9. Sari WP, Sumantri D, Imam DNA, Sunarintyas S. Pemeriksaan komposisi glass fiber komersial dengan teknik X-Ray Fluorescence Spectrometer (XRF). *Jurnal B-dent*. 2014; 1(2): 15160.
10. Dewi ZY. Pengaruh perbedaan komposisi antara glass fiber dental dan glass fiber non dental pada fiber reinforced composite terhadap perlekatan bakteri *Streptococcus mutans*. *Jurnal B-dent*. 2016; 3(1): 54 – 58.
11. Murdiyanto D, Widjijono, Nuryono. Pengaruh jenis dan lama perendaman non-dental glass fiber reinforced composite terhadap sitotoksitas sel fibroblas. *Jurnal B-dent*. 2015; 2(1): 36 – 43.
12. Sari WP, Sunarintyas S, Nuryono. Pengaruh komposisi beberapa glass fiber non dental terhadap kekuatan fleksural fiber reinforced composites. *Jurnal B-dent*. 2015; 2(1): 29 – 35.
13. Dindal CD. The effect of impregnated glass fibers on the flexural strength of acrylic and composite resin: an in vitro study [Internet]. 2012 [cited 2016 February 17th]. Available from: <https://core.ac.uk/download/pdf/12211317.pdf>
14. Abdulmajeed AA, Närhi TO, Vallitu PK, Lassila LV. The effect of high fiber fraction on some mechanical properties of unidirectional glass fiber-reinforced composite. *Dent Mater*. 2011; 27: 313 – 321.

15. Vallittu PK. Fibre-Reinforced composites for dental applications, In Curtis RV, Watson TF., (ed): *Dental biomaterials: imaging, testing and modelling*. England: Woodhead Publishing Ltd.; 2008. 239 – 260.
16. Kuroda S, Yokoyama D, Shinya A, Gomi H, Shinya A. Measuring the effects of water immersion conditions on the durability of fiber-reinforced hybrid composite resin using static and dynamic tests. *Dent Mater J*. 2012; 31(3): 449 – 457.
17. Rahim TNAT, Mohamad D, Akil HM, Rahman IA. Water sorption characteristics of restorative dental composites immersed in acid drinks. *Dent Mater J*. 2012; 28: e63 – e70.
18. Prejmerean C, Buruiana T, Nunes T, Moldovan M, Colceriu L. Biocomposites based on new monomer systems reinforced with micro/nanoparticles and glass fibers, dalam Cuppoletti J. *Metal, Ceramic and Polymeric Composites for Various Uses*. Croatia: InTech; 2011. 239264.
19. McCabe JF, Walls AWG. *Applied dental materials* 9th ed. Hongkong: Blackwell Publishing Ltd.; 2008. 195 – 224.
20. Gajewski VES, Pfeifer CS, Froes-Salgado NRG, Boaro LCC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties, and water sorption/solubility. *Braz Dent J*. 2012; 23(5): 508 – 514.
21. ISO 10477. *Dentistry-Polymer-Based crown and bridge materials* 2nd ed. International Organization for Standardization. Switzerland: Geneva; 2004.
22. Ellakwa A, Shortall A, Marquis P. Influence of fibre position on the flexural properties and strain energy of a fibre-reinforced composite. *J Oral Rehabil*. 2003; 30: 679 – 682.
23. Anusavice KJ. *Phillips' science of dental materials* 11th ed. St.Louis: Saunders; 2003. 89 – 90.
24. Lončar A, Vojvodić D, Jerolimov V, Komar D, Žabarović D. Fibre reinforced polymer part II: effect on mechanical properties. *Acta Stomatol Croat*. 2008; 42(1): 49 – 63.
25. Antonucci JM, Dickens SH, Fowler BO, Xu HHK, McDonough WG. Chemistry of silanes: interfaces in dental polymers and composites. *J Res Natl Inst Stand Technol*. 2005; 110(5): 541 – 558.
26. Gonçalves F, Boaro LCC, Miyazaki CL, Kawano Y, Braga RR. Influence of polymeric matrix on the physical and chemical properties of experimental composites. *Braz Oral Res*. 2015; 29(1): 1 – 7.