

ARTIKEL PENELITIAN

Pengaruh komposisi beberapa *glass fiber non dental* terhadap kelarutan komponen *fiber reinforced composites*

Ariyani Faizah*, Widjijono**, Nuryono***

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

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

***Departemen Kimia, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta, Indonesia

*JI Kebangkitan Nasional No 101 Penumping, Surakarta, Jawa Tengah, Indonesia; e-mail: ariyani_faizah@yahoo.com

ABSTRAK

E glass fiber dental adalah *fiber* yang sering digunakan di kedokteran gigi. Ketersediaan *E glass fiber* di Indonesia masih sangat terbatas. Berbagai jenis bahan *glass fiber non dental* banyak ditemukan dipasaran sebagai *material engineering* dengan harga yang relatif murah sehingga diharapkan dapat digunakan sebagai alternatif pengganti *E glass fiber dental*. Komposisi *glass fiber non dental* hampir sama dengan *E glass fiber dental*. Komposisi berpengaruh terhadap sifat mekanis dan sifat-sifat kimia *fiber*. Komposisi *glass fiber* seperti Na_2O dan K_2O akan meningkatkan ketahanan terhadap air. Tujuan dari penelitian ini adalah mengetahui pengaruh komposisi *glass fiber non dental* terhadap kelarutan komponen. Bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah *E glass fiber dental* (Fiber-splint, Polydentia SA, Switzerland), *glass fiber non dental* komposisi A (LT, China), komposisi B (C MAX, China), komposisi C (HJ, China), *flowable* komposit (CharmFill Flow, Denkist, Korea) dan *silane coupling agent* (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). Subjek dibagi dalam 4 kelompok untuk dilakukan uji kelarutan berdasarkan ISO 4049. Hasil yang diperoleh dianalisis menggunakan ANAVA satu jalur ($\alpha = 0,05$). Hasil penelitian menunjukkan rerata kelarutan komponen (%) yang terendah pada kelompok *E-glass fiber dental* ($0,476 \pm 0,03$) dan hasil tertinggi pada *glass fiber non dental C* ($0,600 \pm 0,01$). Hasil uji Anava satu jalur menunjukkan perbedaan yang bermakna antara komposisi *fiber* pada kelarutan komponen ($p < 0,05$). Kesimpulan penelitian adalah komposisi Na_2O dan K_2O serta CaO dan MgO yang rendah dapat menurunkan sifat kelarutan komponen dari *fiber reinforced composites*.

Kata kunci: *glass fiber non dental*, kelarutan komponen, komposisi *fiber*

ABSTRACT: *The effect of composition glass fiber non dental on water solubility of fiber reinforced composites. E glass fiber dental is one of the most used dental fibers in several applications in the dental field. However, the available of E glass fiber dental in Indonesia is very limited. A variety of types of non-dental glass fiber material is easily found as the materials engineering. The purpose of the study was to evaluate the effect of composition non dental glass fiber on the component solubility of FRC. The materials used in the research was E glass fiber dental (Fiber splint, Polydentia SA, Switzerland), composition A non-dental glass fiber (LT, China), composition B (C MAX, China), composition C (HJ, China), flowable composite (Charmfill Flow, Denkist, Korea) and silane coupling agent (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). The subject was divided into 4 groups. Component solubility test was based on the ISO 4049. The result was then analyzed with one way ANOVA ($\alpha=0,05$). The result of the research showed that on the average percentage of the solubility (%), the lowest was on the group of E glass fiber dental (0.476 ± 0.03) and the highest was on the non dental glass fiber C (0.600 ± 0.01). The result of the one way ANOVA test showed a significant difference between the composition fiber on the component solubility. The conclusion the research was that low content of Na_2O K_2O , CaO and MgO decreased the component solubility of FRC.*

Keywords: *fiber glass non dental, component solubility, fiber composition*

PENDAHULUAN

Kehilangan gigi geligi memiliki konsekuensi sosial, psikologis dan emosional sehingga mengurangi kualitas hidup seseorang.^{1,2} Pada kasus kehilangan satu gigi, pilihan perawatan yang biasa dilakukan adalah dengan pemakaian gigi tiruan cekat. Salah satu bahan pilihan pembuatan gigi tiruan cekat adalah *porcelain fused to metal* (PFM). Pemakaian PFM terlihat natural dan mempunyai waktu

pemakaian yang cukup panjang dan estetika yang cukup baik³ tetapi PFM memiliki beberapa kelemahan diantaranya adalah efek toksik dari logam yang digunakan, membutuhkan beberapa kali kunjungan, biaya yang lebih tinggi,⁴ membutuhkan preparasi gigi *abutment* yang cukup luas dan pengerjaan laboratorium yang rumit.⁵ Teknik inovatif bahan kedokteran gigi membawa perkembangan dalam perawatan. Dua hal yang menjadi fokus pada

perawatan saat ini adalah *minimally invasive* dan estetika yang baik.⁶ *Fiber reinforced composites* adalah salah satu bahan yang memiliki kedua sifat tersebut sehingga akhir-akhir ini semakin banyak digunakan dalam perawatan kedokteran gigi salah satunya adalah untuk pembuatan gigi tiruan sebagian cekat.⁷ Pemakaian FRC memiliki keuntungan yaitu peningkatan sifat mekanis, mempunyai ikatan yang baik dengan struktur gigi⁶ dan jumlah kunjungan cukup satu kali.⁷ *Fiber reinforced composites* memiliki ketahanan yang baik terhadap tekanan mekanis dengan akumulasi plak yang rendah dan mempunyai stabilitas warna yang baik.⁸

Fiber Reinforced Composites adalah suatu material khas yang terdiri dari matrik polimer yang diperkuat oleh *fiber*. Matrik polimer terdiri dari monomer polimer yang mempunyai fungsi untuk memegang *fiber* dalam struktur komposit.⁹ Fungsi lain dari matrik adalah meneruskan tekanan antara *fiber* dan melindungi *fiber* dari lingkungan luar seperti bahan kimia, kelembapan dan trauma mekanis. Matrik dapat mempengaruhi *compressive strength* dan *interlaminer shear*.¹ Matrik berikatan secara *crosslink* atau linier melalui proses polimerisasi. Resin matrik yang biasa digunakan pada dental composite adalah *bis-phenol A glycidyl methacrylate* (bis-GMA) atau *urethane dimethacrylate* (UDMA). Bis-GMA dan UDMA adalah komponen *dimethacrylate* dengan berat molekul yang tinggi dan mempunyai viskositas yang tinggi. Untuk menurunkan viskositas komposit biasa ditambahkan *triethylene glycol dimethacrylate* (TEGDMA). Penambahan TEGDMA memberikan peningkatan terhadap ikatan silang antara bahan komposit dan silane. Treatment menggunakan *coupling agent* adalah cara untuk mendapatkan ikatan antara *fiber* dan matrik polimer.¹⁰

Komposisi FRC yang lain adalah Fiber. Fiber adalah suatu bahan yang dibuat dari filamen panjang dengan rata-rata mempunyai diameter 10 µm. Fungsi dari *fiber* adalah sebagai penguat dan memberikan stabilitas maupun kekakuan,¹¹ meneruskan beban yang diterima pada matrik, memberikan stabilitas *thermal* dan stabilitas terhadap perubahan kimia.¹² Parameter yang menentukan keberhasilan *fiber* sebagai *reinforced* adalah orientasi *fiber*, komposisi *fiber*, volume *fiber* dan distribusi *fiber*.¹³

Salah satu jenis *fiber reinforced* yang biasa digunakan dalam bidang kedokteran gigi adalah

glass fiber, karena mempunyai sifat estetis yang baik, memiliki sifat mekanik yang hampir sama dengan dentin dan biokompatibel.⁹ *Glass fiber* mulai digunakan sebagai penguat pada dental polimer sejak 30 tahun yang lalu. Komposisi utama *glass fiber* adalah *silicon oxide*, aluminium dan magnesium.¹⁴ *Glass fiber* tersusun atas *interglass filament*. Penambahan *glass fiber* pada komposit akan meningkatkan kekuatan *impact*.⁵ Kelemahan dari *glass fiber* adalah tidak mudah melekat pada matrik komposit⁴ dan sifat permukaannya sangat dipengaruhi oleh lingkungan, seperti lingkungan dalam rongga mulut.¹⁵ Berdasarkan komposisi dan aplikasinya *glass fiber* dikelompokkan menjadi A-glass, C-glass, D-glass, S-glass, R-glass dan E-glass.¹⁶

E-glass fiber merupakan jenis *glass fiber* yang paling banyak digunakan pada semua bidang industri. Hampir 90% jenis E *glass fiber* lebih banyak dibanding dengan jenis *glass fiber* yang lain. Penggunaan E *glass fiber* pada aplikasi di Kedokteran Gigi mencapai 50% dibanding dengan jenis *fiber* lain.¹⁰ Komposisi E *glass fiber* dapat dilihat pada Tabel 1.¹⁰ E *glass fiber* memiliki kelebihan yaitu densitas lebih rendah, relatif tidak sensitif terhadap kelembapan dan mempunyai ketahanan terhadap kimia maupun panas. Kekurangan dari E *glass Fiber* adalah modulus tensile rendah, *self abrasive*, ketahanan *fatigue* rendah dan harga relatif mahal.¹⁰ Khususnya di Indonesia *glass fiber* memiliki kekurangan yaitu harganya mahal, sulit diperoleh dan melalui pemesanan yang cukup lama.

Glass fiber juga banyak digunakan dibidang lain seperti dibidang otomotif, bidang teknik sebagai penguat pada pembuatan *gypsum*. *Glass fiber* jenis ini banyak tersedia dipasaran dengan harga yang relatif murah. Pada *glass fiber non dental* yang tersedia di pasaran tidak memiliki merek atau nama tertentu, sehingga *glass fiber non dental* dalam penelitian ini disebut sebagai *glass fiber non dental A*, *glass fiber non dental B* dan *glass fiber non dental C*. Pemeriksaan menggunakan uji X-Ray Fluorecence (FRC) menunjukkan bahwa komposisi *glass fiber non dental* hampir sama dengan *glass fiber dental*, meskipun ada sedikit perbedaan.¹⁰ Komposisi yang hampir sama antara *glass fiber non dental* dengan *glass fiber dental* ini diharapkan *glass fiber non dental* dapat digunakan sebagai alternatif pilihan pengganti *glass fiber dental* pada aplikasi di Kedokteran Gigi.

Tabel 1. Komposisi *glass fiber non dental*¹⁷

NO	Komponen	<i>Glass fiber non dental A</i>	<i>Glass fiber non dental B</i>	<i>Glass fiber non dental C</i>
1	SiO ₂	56,88	52,56	55,86
2	CaO	16,24	10,03	18,71
3	Al ₂ O ₃	5,56	2,45	5,51
4	Na ₂ O	12,91	-	18,71
5	MgO	4,86	0,11	5,11
6	K ₂ O	0,56	5,75	0,32

Komposisi *fiber* berperan penting pada pembuatan *fiber* dan untuk menjaga stabilitas kimia. Komponen *fiber* seperti zirconium memberikan efek positif terhadap ketahanan pada kondisi basa.¹⁸ Penambahan CaO memberikan efek terhadap penurunan viskositas *glass fiber* dan menurunkan kelarutan *glass fiber* dalam air,¹⁹ meningkatkan ketahanan kimia terhadap air dengan cara menurunkan jumlah Na₂O pada permukaan *glass fiber*.²⁰ Komposisi Na₂O dan K₂O merupakan komposisi yang hampir selalu ada pada *glass fiber*. Penambahan kedua komponen ini menyebabkan ketahanan terhadap air berkurang dan meningkatkan kelarutan.¹⁹

Pemaparan bahan *restoratif* seperti *fiber reinforced composites* dengan cairan rongga mulut seperti *saliva* berpengaruh terhadap penyerapan air maupun kelarutan dari material tersebut.²¹ Penyerapan air kedalam celah-celah polimer akan menyebabkan *stress ekspansi* sehingga akan merusak ikatan antara matrik dan *fiber*. Keadaan ini merupakan awal dari proses *release* atau lepasnya senyawa kimia baik dari sisa monomer, maupun komponen *fiber*. Pelepasan komponen *fiber* ke dalam lingkungan mulut dapat menyebabkan terjadinya reaksi sitotoksik, dimana keadaan ini merupakan suatu pertanyaan dalam biokompatibilitas suatu bahan.²² Kondisi ini penting untuk dilakukan penelitian oleh karena salah satu syarat suatu bahan dapat digunakan harus memiliki sifat biokompatibel.²³

Molekul air yang berkontak dengan bahan kedokteran gigi di dalam mulut akan menyebabkan kelarutan material. Proses ini terjadi melalui dua cara. Proses pertama dengan cara merusak ikatan

antara *fiber* dan matrik, sehingga air akan masuk ke dalam komponen komposit dan *fiber* melalui proses degradasi hidrolitik dari *polysiloxane*, sehingga menyebabkan ikatan *polysiloxane* putus dan diikuti oleh lepasnya Si oksida dan alkali oksida. Proses kedua melalui proses pelunakan matriks polimer oleh air. Tujuan penelitian ini adalah untuk mengetahui pengaruh komposisi *glass fiber non dental* terhadap kelarutan komponen *fiber reinforced composites*.

METODE PENELITIAN

Penelitian dilakukan di Laboratorium Riset Terpadu Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Gadjah Mada dan Laboratorium Bahan Jurusan Teknik Mesin dan Industri Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada. Bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah E *glass fiber dental* (Fiber-splint, Polydentia SA, Switzerland), *glass fiber non dental A* (LT, China), *glass fiber non dental B* (CMAX, China), *glass fiber non dental C* (HJ, China), *flowable composite* (CharmFill flow, Denkist, Korea), *silane coupling agent* (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). Sampel terdiri dari 4 kelompok yaitu E *glass fiber dental*, *glass fiber non dental* komposisi A, *glass fiber non dental* komposisi B dan *glass fiber non dental* komposisi C. Masing-masing kelompok terdiri dari 4 sampel.

Fiber yang akan digunakan diukur sepanjang 5 mm menggunakan jangka sorong dan ditimbang menggunakan neraca digital dengan ketelitian 0,1 mg (Mettler Toledo, Switzerland), kemudian disimpan dalam *desicator* selama 24 jam dengan tujuan untuk mengeringkan dan menghilangkan kandungan air

dalam *fiber*. Sampel dibuat menggunakan cetakan *disk* berukuran diameter 6 mm dan tinggi 3 mm menurut ASTM D695. Resin komposit diinjeksikan ke dalam *mold* sampai mencapai setengah cetakan, kemudian E *glass fiber dental* maupun *glass fiber non dental* yang telah diolesi *silane* sebanyak 7,5 µl dimasukkan ke dalam cetakan dalam arah horisontal sepanjang diameternya dan dilanjutkan pengisian komposit kembali sampai cetakan terisi penuh. Selanjutnya cetakan ditutup menggunakan pita seluloid dan dilakukan penyinaran menggunakan *visible light curing* (Litex 660, Dentamerica, USA) selama 40 detik. Setelah kering, sampel dikeluarkan dari cetakan dan dilakukan penimbangan untuk mengetahui berat sampel awal sebelum dilakukan perendaman (m_1). Sampel yang sudah ditimbang kemudian direndam menggunakan akuades 20 ml selama 14 hari dalam inkubator dengan suhu 37 °C. Setelah sampel dikeluarkan dari inkubator, sampel dikeringkan menggunakan kertas tisu selama 10 detik dan ditimbang untuk mengetahui berat setelah perendaman. Sampel disimpan kembali ke dalam *desicator* untuk mengkondisikan sampai mendapatkan berat konstan (m_3).

Uji kelarutan komponen

Uji kelarutan komponen dilakukan dengan melihat perubahan berat sampel sebelum direndam dengan berat sampel setelah direndam dan melalui proses pengkondisian dalam *desicator*. Kelarutan komponen diukur dengan menggunakan rumus berdasarkan rumus ISO FDIS 4049.²³

$$M_d(\%) = m_3(t) - m_1 / m_1 \times 100$$

Keterangan:

$M_d(\%)$: perubahan berat (%)

m_1 : berat sampel sebelum direndam dalam air (µg)

m_3 : berat sampel setelah dikondisikan (µg)

Selanjutnya air hasil rendaman sampel dilakukan uji menggunakan *X-Ray Fluorecence* (XRF) untuk memberikan klarifikasi terhadap komponen fiber yang larut. Data kelarutan dianalisis SPPS dengan uji normalitas dan homogenitas

terlebih dahulu untuk menentukan apakah analisis dapat dilakukan dengan uji parametrik atau non parametrik. Uji statistik ANAVA satu jalur dilakukan untuk mengetahui pengaruh komposisi *glass fiber non dental* terhadap kelarutan komponen dilanjutkan dengan dengan uji LSD untuk melihat besarnya perbedaan rerata antar masing-masing kelompok.

Penelitian ini sudah mendapatkan keterangan kelaikan etik penelitian (*Ethical Clearance*) dengan nomer 00304/KKEP/FGK-UGM/EC/2015 oleh Unit Etika dan Advokasi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Gadjah Mada tertanggal 25 Juni 2015 dan ditandatangani oleh Ketua Komisi Etik Penelitian FKG UGM.

HASIL PENELITIAN

Rerata kelarutan komponen secara umum menunjukkan peningkatan pada semua kelompok dengan variabel komposisi *fiber*. Nilai rerata kelarutan komponen pada kelompok E *glass fiber dental* dan rerata pada *glass fiber non dental* dapat dilihat pada Tabel 2.

Uji normalitas menggunakan *Saphiro Wilk* menunjukkan nilai statistik dengan $p > 0,05$. Hal ini menunjukkan bahwa data yang diperoleh terdistribusi normal. Uji homogenitas data dilakukan dengan *Levene's test*. Hasil uji homogenitas menunjukkan nilai statistik 1,538 ($p = 0,202$). Hasil ini dapat disimpulkan bahwa data homogen.

Uji ANAVA satu jalur digunakan untuk mengetahui pengaruh komposisi terhadap kelarutan komponen. Hasil uji ANAVA dapat dilihat pada Tabel 3 menunjukkan nilai signifikansi ($p < 0,05$). Berdasarkan hasil uji statistik dapat disimpulkan bahwa komposisi *glass fiber* berpengaruh terhadap kelarutan komponen. Hasil analisa post hoc Tukey untuk mengetahui besarnya perbedaan rata-rata antara masing-masing kelompok dapat dilihat pada Tabel 3. Untuk melakukan konfirmasi terhadap komponen fiber yang larut dilakukan pemeriksaan menggunakan XRF. Hasil pemeriksaan dengan XRF dapat dilihat pada Tabel 4.

Tabel 2. Rerata dan standar deviasi kelarutan komponen FRC dengan komposisi yang berbeda

Kelompok	Kelarutan komponen (%)
	Rerata ± s.d
<i>E-glass fiber dental</i>	0,476±0,03
<i>Glass fiber non dental A</i>	0,595±0,01
<i>Glass fiber non dental B</i>	0,488±0,03
<i>Glass fiber non dental C</i>	0,600±0,01

Tabel 3. Rangkuman hasil statistik ANAVA 1 jalur kelarutan komponen FRC dengan variabel komposisi dan volume *fiber*

Kelompok	Kelarutan komponen	
	F	P
Komposisi	45,90	0,000

Tabel 4. Rangkuman uji *Tukey* variabel komposisi *glass fiber non dental* dengan kelarutan komponen dari FRC

	<i>E glass fiber dental</i>	<i>Glass fiber non dental A</i>	<i>Glass fiber non dental B</i>	<i>Glass fiber non dental C</i>
<i>E glass fiber dental</i>		-0,057*	0,01	-0,066*
<i>Glass fiber non dental A</i>			0,068*	-0,008
<i>Glass fiber non dental B</i>				-0,076*
<i>Glass fiber non dental C</i>				

Tabel 5. Rangkuman uji XRF untuk kelarutan komponen

Komponen	Aquadest (kontrol)	<i>E glass fiber dental</i>	<i>Glass fiber</i>		
			<i>Non dental A</i>	<i>Non dental B</i>	<i>Non Dental C</i>
Na	-	-	-	-	1,29%
Mg	-	-	-	-	0,19%
Cl	0,11 %	936 ppm	907 ppm	904 ppm	855 ppm
P	-	246 ppm	350 ppm	356 ppm	275 ppm
Al	-	-	-	-	175 ppm

PEMBAHASAN

Komposisi *fiber* adalah salah satu faktor yang berperan penting dalam struktur FRC baik dalam menjaga sifat mekanis maupun sifat kimia. Sifat kimia adalah salah satu yang harus dikendalikan dalam pembuatan FRC dengan menjaga stabilitas kekuatan ikatan antar komponen dan dalam menjaga stabilitas biologis.²⁰ Perbedaan kelarutan komponen dipengaruhi oleh kandungan alkali tanah oksida logam, seperti kalsium oksida (CaO) dan magnesium oksida (MgO) yang memberikan

efek meningkatkan terhadap ikatan komponen dan stabilitas biologis. Kandungan oksida logam seperti Na₂O dan K₂O yang tinggi juga berpengaruh terhadap kelarutan dalam hal memberikan efek negatif pada ketahanan terhadap air.²¹ Kandungan oksida logam yang tinggi pada *fiber* akan menyebabkan terjadinya proses hidrolisis alkali atau alkali oksida dalam *glass fiber*. Proses ini berpengaruh terhadap permukaan *glass fiber*, sehingga menyebabkan terlepasnya komponen FRC.⁵

Ikatan antara *fiber* dan komposit juga dipengaruhi oleh penambahan *silane coupling agent*. Peningkatan ikatan yang dihasilkan oleh *silane coupling agent* akan memberikan efek yang baik, yaitu penurunan kelarutan komponen. *Silane coupling agent* berfungsi meningkatkan adesi antara *glass fiber* dengan matrik polimer. Reaksi kondensasi antara gugus silanol pada permukaan *glass fiber* membentuk rantai siloksan. Reaksi kimia ini menghasilkan peningkatan ikatan antara komponen, sehingga dapat mengurangi penyerapan air dan mengurangi kelarutan komponen.²²

Pemeriksaan menggunakan *X-Ray Fluorescence* (XRF) dilakukan untuk memberikan konfirmasi terhadap komponen-komponen yang larut. Pemeriksaan *X-Ray Fluorescence* (XRF) dilakukan pada akuades hasil rendaman FRC. Uji kelarutan komponen menggunakan XRF menunjukkan hasil bahwa terlihat empat komponen yang larut, yaitu Na, Mg, Al dan P. Unsur P terlihat larut pada keempat sampel akuades hasil rendaman FRC yang berisi *E-glass fiber dental*, *glass fiber non dental* baik A, B dan C. Hasil yang berbeda terlihat pada *glass fiber non dental* C, dimana terlihat ada empat unsur yang larut yaitu Na, Mg, Al dan P.

Konsentrasi tertinggi yang larut adalah Na, karena Na adalah logam yang reaktif dan bersifat mudah larut dalam air. Terlepasnya komponen Mg akan menyebabkan menurunnya ikatan komponen dan stabilitas biologis²² dan kandungan Al yang berperan terhadap kekuatan mekanis dengan memodifikasi struktur SiO_2 , sehingga kelarutan Al akan berpengaruh terhadap penurunan kekuatan mekanis.²⁴

Analisis *posh hoc Tukey* menunjukkan hasil adanya perbedaan tidak bermakna antara *glass fiber non dental* A dengan *glass fiber non dental* C. Hal ini kemungkinan dapat terjadi karena *glass fiber non dental* A dan *glass fiber non dental* C memiliki kandungan penyusun yang berpengaruh terhadap kelarutan yang besar, yaitu CaO masing-masing 16,24% dan 18,71%,¹⁰ sedangkan kandungan MgO masing-masing 4,86% dan 5,11%.¹⁰ Keadaan ini menyebabkan kedua kelompok ini mempunyai sifat kelarutan komponen yang tinggi. Kelarutan

komponen juga dipengaruhi oleh komponen Na_2O dan K_2O , dimana konsentrasi masing-masing adalah 12,91% dan 11,80%.¹⁰ Analisis *posh hoc* juga menunjukkan hasil tidak bermakna antara *E-glass fiber dental* dengan *glass fiber non dental* B. Hal ini kemungkinan disebabkan karena kedua kelompok sampel ini tidak mempunyai kandungan Na_2O sebagai penentu terhadap kelarutan komponen.

Hasil perbedaan bermakna terlihat pada kelompok sampel *glass fiber non dental* A dan C dengan *glass fiber non dental* B dan *E-glass fiber dental*. Hal ini disebabkan karena *glass fiber non dental* B dan *E-glass fiber dental* mempunyai komponen penyusun yang sedikit berbeda dan konsentrasi penyusun yang sedikit berbeda juga, baik komposisi CaO, MgO maupun Na_2O dan K_2O .

Pada penelitian ini menunjukkan hasil bahwa *glass fiber non dental* B memiliki sifat kelarutan yang hampir sama dengan *E-glass fiber dental*, dengan komposisi penyusun *fiber* dan konsentrasi yang hampir sama. Keadaan ini dapat memberikan kesimpulan bahwa *glass fiber non dental* B berpotensi menjadi alternatif pengganti *E-glass fiber dental*.

KESIMPULAN

Komposisi Na_2O dan K_2O serta CaO dan MgO yang rendah dapat menurunkan sifat kelarutan komponen dari FRC.

DAFTAR PUSTAKA

1. Rondon N. Edentulism: causes and consequences of tooth loss. America's Tooth Fairy; 2014. 1 – 7.
2. Gupta S, Nikhil V, Gupta S, Verma M. Conservative bridge with natural tooth pontic: a case report. Int. Journal Clinical Dental Science. 2011; 2(2): 58 – 63.
3. Maghrabi ANA. Reinforcement of fiber-reinforced composites crowns with variant margin design. Pakistan Oral and Dental Journal. 2010; 30(1): 264 – 268.

4. Mohan S, Gurtu A, Singhal A, Guha C. Fiber reinforced composites: a review and case report. *Journal of Dental Science & Oral Rehabilitation*. 2012; 45 – 47.
5. Khan AS, Azam MT, Khan M, Mian SA, Rahman IU. An update on glass fiber dental restorative composites: a systematic review. *Material Sci and Eng*. 2015; C.47: 26 – 39.
6. Tologlu N, Bayrak S, Tunc Es. Different clinical applications of bondable reinforcement ribbond in pediatric dentistry. *European Journal of Dentistry*. 2009; 9: 329 – 333.
7. Khetarpal A, Talwar S, Verma M. Single visit rehabilitation with anterior fiber reinforced resin composite bridges: a review. *Indian Journal of Applied Research*. 2013; 3(2): 287 – 288.
8. Garoushi S, Valittu PK. Fiber reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan Journal of Medicine*. 2006; 1(1): 73 – 81.
9. Fonseca RB, Paula MS, Favarao ZN, Kasuya AVB, Almada LN, Mendes GAM, Carlo HL. Reinforcement of dental methachrylate with glass fiber after heated silane application. *Biomed Research International*; 2014. 1 – 4.
10. Mustafa AA, Matinlinna JP. Materials in dentistry dalam Matinlinna JP Handbook of Oral Biomaterials. Pan Stanford Publishing: Singapore; 2014. 125 – 130.
11. Sharafeddin F, Alavi AA, Talei Z. Flexural strength of glass and polyethylene fiber combined with three different composites. *Journal Dental Shiraz univ, Med. Sci*. 2013; 14(1): 13 – 19.
12. Tuakta C. Use of fiber reinforced polymer composites in bridge structures, the departement of civil and environmental engineering. Massachusetts Institute of Technology; 2005. 8 – 16.
13. Zhang M, Matinlinna JP. E-glass fiber reinforced composites in dental application. *Silicon*; 2012. 1 – 5.
14. Junior AA, Lopez, MW, Gaspar GS, Braz R. Comparative study of flexural strength and elasticity modulus in two types of direct fiber-reinforced system. *Brazilian Oral Restoration*. 2009; 23(3): 236 – 240.
15. Vallitu PK. Glass fiber in fiber reinforced composites dalam matinlinna jp, handbook of oral biomaterials. Pan Stanford Publishing: Singapore; 2014. 255 – 270.
16. Wallenberger FT, Watson JC, Hong Li. Glass fiber. *ASM International*. 2001; 21: 27 – 30.
17. Sari WP, Sumantri D, Imam DNA, Sunarintyas S. Pemeriksaan komposisi glass fiber komersial dengan teknik X-Ray Fluorescence Spectrometer (XRF). *J. B-Dent*. 2014; 1(2): 151 – 160.
18. Lipatov YV, Gutnikov SI, Manylov MS, Lazoryak BI. Effect of ZrO₂ on The Alkali Resistance and Mechanical Properties of Basal fibers. In *arganic Materials*, Moscow State University. 2012; 48(7): 751 – 755.
19. Rapp CF, Mattson SM. Glass fiber composition. *Paten EP 1027298*; 2001. A4, 1 – 6.
20. Kulshreshtha AK, Vesile C. Handbook of polymer blends and composites, 2thed. Rapra Technology: Shawbury; 2002. 139.
21. Mortier E, Jager S, Gerdolle DA, Dahoun A. Influence of filler amount on water sorption and solubility of three experimental flowable composite resins. *Journal of Materials Science and Engineering with Advanced Technology*. 2013; 7(1): 35 – 4.
22. Schmaltz G, Bindslev DA. Biocompatibility of dental materials. Springer, Verlag Berlin Heidelberg; 2009. 189 – 190.
23. Wei YP, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC. The relationship between cyclic hygroscopic dimensional changes and water sorption/desorption of self-adhering and new resin-matrix composites. *Dent. Material Journal*. 2013; 29: 218 – 226.
24. Mallick PK. Fiber reinforced composites. *Manufacturing and Desain*, 3th ed. CRC Press: Franc; 2008. 212 – 235.