

DENTIN
JURNAL KEDOKTERAN GIGI
Vol IV. No 3. Desember 2020

**PENGARUH LAMA PENGERINGAN *BONDING* DENGAN BAHAN PELARUT
 ASETON TERHADAP KEKUATAN IKAT GESER RESIN KOMPOSIT BIOAKTIF**

Endah Amalia Sari¹⁾, Muhammad Yanuar Ichrom Nahzi²⁾, Buyung Maglenda³⁾

¹⁾Program Studi Kedokteran Gigi, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Lambung Mangkurat Banjarmasin

²⁾Departemen Konservasi Gigi, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Lambung Mangkurat Banjarmasin

³⁾Departemen Konservasi Gigi, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Lambung Mangkurat Banjarmasin

ABSTRACT

Background: Bioactive composite resin have main components resembling other types of composite resin. Effect of drying time and type of solvents on the bonding is a factor that can determine of shear bond strength. **Purpose:** To analyze the effect of air drying time bonding with acetone as a solvent on the shear bond strength of bioactive composite resin. **Methods:** This study used 32 non-carious maxillary premolar teeth. Fiber glass with a diameter of 3 mm and thickness of 3 mm were fixed to dentin surface and applied using bioactive composite resin were divided into 4 treatment group, i.e. the group without air drying, 20 s, 40 s, and 60 s. Shear bond strength test using Universal Testing Machine. **Results:** One Way Anova and Post Hoc Bonferroni test showed significant differences with $p=0.014$ ($p<0.05$). The average value of the lowest shear bond strength in the group without air drying with a value of 6.184 ± 2.129 MPa and the highest value of shear bond strength is in the 60 seconds air drying with a value of 11.820 ± 2.965 MPa. **Conclusion:** The air drying time of the bonding affected the shear bond strength of bioactive composite resin.

Keywords: Acetone, Bioactive, Bonding, Shear bond strength.

ABSTRAK

Latar Belakang: Resin komposit bioaktif memiliki komponen utama menyerupai resin komposit jenis lainnya. Pengaruh lama pengeringan pelarut dan jenis bahan pelarut pada *bonding* merupakan faktor yang dapat menentukan kekuatan ikat geser. **Tujuan:** Untuk menganalisis pengaruh lama pengeringan *bonding* dengan bahan pelarut aseton terhadap kekuatan ikat geser resin komposit bioaktif. **Metode:** Penelitian ini menggunakan 32 gigi premolar rahang atas bebas karies. Cetakan fiber dengan diameter 3 mm dan tebal 3 mm diletakkan pada permukaan dentin dan ditumpat menggunakan resin komposit bioaktif, dibagi dalam 4 kelompok perlakuan yaitu tanpa pengeringan, 20 detik, 40 detik, dan 60 detik. Uji kekuatan ikat geser menggunakan *Universal Testing Machine*. **Hasil:** Uji *One Way Anova* dan *Post Hoc Bonferroni* menunjukkan terdapat perbedaan yang bermakna dengan nilai $p=0,014$ ($p<0,05$). Rata-rata nilai kekuatan ikat geser terendah pada kelompok tanpa pengeringan dengan nilai ($6,184 \pm 2,129$) MPa dan nilai kekuatan ikat geser tertinggi pada kelompok lama pengeringan 60 detik dengan nilai ($11,820 \pm 2,965$) MPa. **Kesimpulan:** Lama pengeringan *bonding* memiliki pengaruh terhadap kekuatan ikat geser resin komposit bioaktif.

Kata kunci: Aseton, Bioaktif, *Bonding*, Kekuatan ikat geser

Korespondensi: Endah Amalia Sari, Program Studi Kedokteran Gigi, Universitas Lambung Mangkurat, Jalan Veteran 128B, Banjarmasin 70249, Indonesia; E-mail: endahamalias@gmail.com

PENDAHULUAN

Penggunaan resin komposit menjadi salah satu bahan tumpatan yang populer di bidang kedokteran gigi disebabkan oleh sifat estetikanya yang baik, tidak mengiritasi jaringan pulpa, dan kemampuannya dalam berikatan dengan jaringan

gigi cukup baik.¹ Seiring berjalannya waktu, resin komposit dapat mengalami kegagalan yang disebabkan oleh berbagai faktor diantaranya fraktur dan degradasi yang terjadi di dalam rongga mulut sehingga dapat merubah struktur matriks polimer dan partikel *filler* di dalam resin komposit.² Resin

komposit bioaktif mulai diperkenalkan secara global di bidang kedokteran gigi pada tahun 2013. Resin komposit bioaktif mempunyai komponen utama menyerupai resin komposit jenis lain yang terdiri dari komponen organik, non-organik, dan senyawa tambahan lain.³ Resin komposit bioaktif tidak mempunyai kandungan *Bisphenol-A*, *Bis-GMA*, dan *derivate BPA* sehingga meminimalisir terjadinya *shrinkage*.⁴ Pada resin komposit untuk membantu pelekatan dengan dentin atau enamel bahan yang digunakan adalah *bonding*, yang terdiri atas etsa, primer, dan resin *bonding*.⁵

Bonding merupakan proses interaksi zat padat maupun cair dari suatu bahan (*bonding*) dengan bahan lain (*adherend*). *Bonding* digunakan untuk melekatkan resin komposit ke dalam struktur jaringan keras gigi, sehingga kualitas resin komposit sebagai bahan restorasi menjadi meningkat.⁶ Komponen yang terdapat pada *bonding* terdiri dari kombinasi dimetakrilat resin komposit, seperti *Bis-GMA*, dengan monomer TEGDMA. Adanya kombinasi dimetakrilat dengan monomer TEGDMA dapat meningkatkan pelekatan mikromekanikal dengan mengoptimalkan *resin tag* yang terdapat pada enamel. *Filler* dan bahan pelarut merupakan kandungan yang terdapat pada *bonding*. Komposisi yang terdapat pada bahan pelarut *bonding* diantaranya air, aseton, dan etanol.^{7,8}

Bahan pelarut aseton dikenal sebagai *water chaser* yang efektif dalam menghilangkan air pada dentin. Tekanan penguapan aseton yang tinggi menyebabkan air yang tersisa pada permukaan dentin menjadi berkurang. Hal tersebut mengakibatkan bahan monomer akan lebih mudah menembus ke dalam kolagen. Semakin banyak monomer yang berikatan dengan kolagen, maka semakin kuat ikatan kimia yang dihasilkan sehingga kekuatan rekat juga lebih besar.⁹ *Bonding* dengan bahan pelarut aseton memiliki viskositas tiga kali lebih rendah daripada *bonding* dengan bahan pelarut etanol. *Bonding* dengan aseton sebagai pelarutnya sangat sensitif terhadap sisa air yang ada pada permukaan dentin.^{10,11}

Pada dasarnya sifat dentin yang basah membuat pengeringan secara klinis menjadi sulit. Pengeringan yang berlebihan mengakibatkan rusaknya jaringan kolagen pada dentin. Kolagen yang rusak menyebabkan gagalannya *infiltrasi* resin *bonding* ke dalam *nano-channel* yang dihasilkan dari pelepasan *hidroksiapatit* (HA), sehingga *bonding* yang terbentuk antara resin komposit dan dentin akan berkurang.¹² Kekuatan ikat bahan *bonding* dapat dipengaruhi oleh beberapa faktor seperti ketebalan *smear layer*, jumlah lapisan, dan waktu aplikasi bahan *bonding*. Waktu aplikasi yang tepat berpengaruh pada pengeringan bahan pelarut yang terdapat pada *bonding*. Jika bahan pelarut belum hilang dengan sempurna, maka akan

mengurangi kekuatan ikat *bonding*.¹³ Penelitian yang dikemukakan oleh Awad dan rekan (2019) menyatakan bahwa *bonding* dengan waktu pengeringan yang dilakukan selama 15-30 detik lebih efektif daripada *bonding* dengan waktu pengeringan yang lebih pendek yaitu 5-10 detik.

Kriteria dalam menilai kekuatan *bonding* pada restorasi resin komposit dengan gigi, salah satunya adalah kemampuan untuk menghasilkan kekuatan pelekatan yang optimal. Secara umum tekanan yang mengenai bahan restorasi merupakan gabungan dari kekuatan tekan, kekuatan tarik, dan kekuatan geser. Kekuatan geser adalah ketahanan maksimal dari suatu bahan untuk menahan beban yang menyebabkan gerakan geser pada bahan sebelum terlepas.¹⁴ Uji kekuatan geser dilakukan untuk mengukur kekuatan *bonding* sebagai bahan perekat antara enamel dan dentin dengan resin komposit yang dilihat dari patah atau lepasnya pelekatan yang terjadi pada daerah *interface* antara struktur gigi dengan bahan *bonding*.⁵

Berdasarkan uraian di atas, belum ada yang meneliti mengenai pengaruh lama pengeringan bahan *bonding* dengan bahan pelarut aseton terhadap kekuatan ikat geser resin komposit bioaktif. Oleh karena itu, peneliti tertarik untuk mengukur nilai kekuatan ikat geser dari resin komposit bioaktif dengan beberapa lama pengeringan bahan *bonding*.

METODE PENELITIAN

Penelitian ini diawali dengan melakukan pengurusan perizinan penelitian dan kelaikan etik oleh Komisi Etik Penelitian Kesehatan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Lambung Mangkurat No. 057 / KEPKG – FKGULM / EC / I / 2020. Penelitian ini adalah penelitian eksperimental murni (*true experimental*) dengan rancangan *Posttest Only with Control Group Design*. Pada penelitian ini menggunakan sampel berupa 32 gigi premolar 1 dan premolar 2 rahang atas bebas karies, bukal premolar bagian tengah yang paling luas di preparasi dengan kedalaman 2 mm. Penelitian ini menggunakan *simple random sampling* yang terdiri dari 4 kelompok perlakuan. Perhitungan jumlah sampel menggunakan rumus analitik numerik >2 kelompok tidak berpasangan. Hasil penghitungan tersebut untuk setiap kelompok didapatkan berjumlah 8 sampel. Alat yang digunakan pada penelitian ini adalah *Light curing unit* merek *woodpecker* dengan intensitas sinar 800 mW/cm² (USA), *Plastic filling instrument*, *Universal testing machine*, *Stopwatch*, inkubator, PVC silinder, *niebeken*, *microbrush*, *threeway syringe*, *contra angle handpiece*, *micromotor low speed*, *carborundum disc*, *stellon pot*, spatula semen, *silicon carbide #600 grit*, *glass plate*, *beker glass*, *pinset*, *spidol*, label, dan timbangan digital. Bahan

yang digunakan pada penelitian ini adalah gigi premolar 1 dan premolar 2 rahang atas kurang dari 6 bulan sesuai ISO/TS 11405:2003, resin komposit bioaktif merk *ACTIVA™ Bioactive Restorative (Pulpdent)*, saliva buatan dengan pH 6,7, material bonding dengan merk *G-Premio Bond Universal Adhesive*, dan resin akrilik.

Peneliti melakukan pembuatan sampel dengan cara membuat alat cetak dari bahan kaca fiber untuk tumpatan resin komposit dengan ukuran panjang 20 mm, lebar 20 mm, dan tinggi 3 mm. Bagian tengah alat terdapat lubang dengan diameter 3 mm dan tebal 3 mm sesuai dengan ISO/TS 11405:2003. Bukal premolar bagian tengah yang paling luas di preparasi sedalam 2 mm. Membuat resin akrilik sebagai fiksasi gigi. Menyiapkan cetakan PVC silinder sebagai tempat untuk fiksasi sampel. Cetakan diletakkan di atas kaca (*glass plate*) sebagai alas. *Liquid* dan katalis dicampurkan ke dalam stelon pot dan di aduk menggunakan spatula semen, kemudian dituangkan ke dalam cetakan silinder hingga penuh. Sampel gigi diletakkan di atas permukaan cetakan silinder, ditunggu hingga resin akrilik mengeras untuk memfiksasi gigi. Pemotongan atau penghalusan bagian *cups* gigi untuk mendapatkan *smear layer* dengan *silicon carbide #600 grit* di bawah air mengalir selama 60 detik. Pengaplikasian material bonding dengan bahan pelarut aseton pada permukaan dentin menggunakan *microbrush* di atas timbangan digital dengan tekanan sebesar 3 gram. Tahap perlakuan lama pengeringan bonding adalah sebagai berikut: kelompok 1 tanpa pengeringan, kelompok 2 lama pengeringan 20 detik, kelompok 3 lama pengeringan 40 detik, dan kelompok 4 lama pengeringan 60 detik. Permukaan gigi di keringkan dengan *threeway syringe* sesuai dengan lama pengeringan masing-masing dan *light cure* selama 10 detik. Resin komposit bioaktif diaplikasikan menggunakan alat *plastic filling instrument* dan ditempatkan pada cetakan sampel.

Penyinaran resin komposit bioaktif dilakukan selama 20 detik menggunakan *unit light curing* jenis LED dengan intensitas cahaya berkisar 800 mW/cm². Masing-masing sampel dari tiap kelompok diambil menggunakan pinset dan dilakukan perendaman dalam larutan saliva buatan pada inkubator dengan suhu 37°C selama 24 jam. Sampel yang selesai di rendam sesuai waktu yang ditentukan kemudian di ambil menggunakan pinset dan diletakkan pada *nierbeken* dan masing-masing di beri tanda label yang sudah di tulis dengan spidol pada 4 *nierbekken* sesuai masing-masing perlakuan. Di dapatkan sampel resin komposit bioaktif.

Kekuatan ikat geser dapat di ukur dengan menggunakan *Universal Testing Machine*. Sampel diletakkan di atas meja dan terdapat beban yang terfiksasi sehingga sampel tidak dapat bergerak.

Beban tersebut akan bergerak turun hingga menggeser resin komposit. Layar monitor yang tersambung dengan *Universal Testing Machine* akan menunjukkan angka yang menyatakan besarnya gaya geser yang digunakan untuk menggeser resin komposit hingga terlepas.

Data yang didapatkan dari penelitian ini dikumpulkan berdasarkan pengamatan mengenai hasil pengukuran kekuatan ikat geser resin komposit bioaktif setelah gigi diberikan perlakuan dengan lama pengeringan bonding kemudian diambil nilai dari setiap sampel pada masing-masing kelompok perlakuan. Gigi premolar rahang atas pada resin akrilik diukur menggunakan alat *Universal Testing Machine* dan dengan menganalisis kelompok perlakuan serta kelompok kontrol. Pengukuran dilakukan pada sampel sesudah direndam. Hasil yang didapat kemudian dimasukkan dalam rumus yang sudah ditentukan. Data dievaluasi secara statistik dengan melakukan uji normalitas *Shapiro-Wilk test* dan uji homogenitas *Levene's test*. Data yang terdistribusi normal dan homogen dilakukan analisis parametrik menggunakan uji hipotesis *One way ANOVA* dengan tingkat kepercayaan 95% ($\alpha=0,05$) dan dilanjutkan dengan uji *Post Hoc Bonfferoni*. Pengolahan data diproses dengan menggunakan *software* computer SPSS.

HASIL PENELITIAN

Hasil penelitian uji kekuatan geser resin komposit bioaktif diperoleh nilai rata-rata yang disajikan pada tabel 1.

Tabel 1. Tabel Nilai Rerata (*Mean*) dan Standar Deviasi Kekuatan Ikat Geser Resin Komposit Bioaktif

Kelompok	Nilai Kekuatan Geser (Mpa) Mean ± Standar Deviasi
Kelompok 1	6,184 ± 2,129
Kelompok 2	10,301 ± 4,077
Kelompok 3	11,820 ± 2,965
Kelompok 4	10,198 ± 3,754

Berdasarkan tabel 1 dapat diketahui bahwa rata-rata nilai kekuatan geser resin komposit bioaktif terendah pada kelompok tanpa pengeringan bonding dengan nilai 6,184 ± 2,129 MPa dan rata-rata nilai kekuatan geser resin komposit bioaktif tertinggi pada kelompok pengeringan 40 detik dengan nilai 11,820 ± 2,965 MPa.

Uji normalitas *Shapiro-Wilk test* pada semua kelompok ($p>0,05$) yaitu data berdistribusi normal. Uji homogenitas *Levene's test* didapatkan hasil $p=0,160$ ($p>0,05$) yaitu data homogen.

Uji analisis parametrik *One Way Anova* dengan tingkat kepercayaan 95% ($\alpha=0,05$) yaitu $p=$

0,014 ($p < 0,05$) yang menunjukkan terdapat pengaruh lama pengeringan *bonding* terhadap kekuatan ikat geser resin komposit bioaktif, kemudian dilanjutkan uji *Pos Hoc Bonfferoni*.

Tabel 2. Tabel Uji *Post Hoc Bonfferoni* Kekuatan Ikatan Geser Resin Komposit Bioaktif

Kelompok	1	2	3	4
1	-	0,116	0,012*	0,134
2	-	-	1,000	1,000
3	-	-	-	1,000
4	-	-	-	-

* $p < 0,05$

Berdasarkan tabel 2 diketahui hasil uji *Post Hoc Bonfferoni* menunjukkan terdapat perbedaan bermakna ($p < 0,05$) terdapat perbedaan bermakna ($p < 0,05$) antara kelompok tanpa pengeringan *bonding* dengan kelompok lama pengeringan *bonding* 40 detik. Jadi, lama pengeringan *bonding* berpengaruh terhadap kekuatan ikat geser resin komposit bioaktif.

PEMBAHASAN

Hasil penelitian mengenai lama pengeringan *bonding* dengan bahan pelarut aseton memiliki rata-rata nilai kekuatan ikat geser paling tinggi yaitu dengan lama pengeringan 40 detik dibandingkan dengan lama pengeringan yang lain. Efektivitas lama pengeringan udara untuk meningkatkan penguapan bahan pelarut tergantung pada bahan, karena perbedaan dalam komposisi dan strategi aplikasi dari masing-masing sistem. Sistem *bonding self-etch* lebih sensitif terhadap variasi dalam durasi aliran udara karena aspek komposisi, seperti jenis dan jumlah pelarut organik, keberadaan dan jumlah air, serta jenis dan monomer hidrofobik. Komponen lain seperti komonomer, inisiator, dan partikel pengisi juga dapat mempengaruhi penguapan dari bahan pelarut. Jumlah air dalam *bonding* akan menuntut aliran udara yang lebih lama dalam penguapan bahan pelarut.¹⁵

Pada penelitian yang dilakukan oleh Garcia dkk (2009) menunjukkan bahwa kekuatan ikatan yang baik ketika dilakukan lama pengeringan *bonding* selama 40 detik. Menurut Awad dkk (2019) juga menyatakan penguapan bahan pelarut pada pengeringan *bonding* akan lebih efektif apabila waktu pengeringan udara yang dilakukan lebih lama dibandingkan dengan waktu pengeringan udara yang singkat. Pengeringan pelarut yang lebih lama dapat mengoptimalkan derajat konversi (*degree of conversion*) dan mengurangi kecenderungan kelarutan atau penyerapan air.¹⁶

Pengaplikasian *bonding* tanpa pengeringan akan meninggalkan air pada *adhesi* yang akan bertindak sebagai *inhibitor* pada polimerisasi resin *bonding*.¹⁷ Pada penelitian yang telah dilakukan, rerata nilai kekuatan ikat geser paling rendah yaitu ketika dilakukan tanpa pengeringan. Hal ini kemungkinan disebabkan karena dentin belum benar-benar kering saat proses pengeringan ditambah dengan air pada bahan pelarut sehingga terjadi *over wet*. Hasil ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Romadhany dkk (2013) pengaplikasian *bonding* dengan tanpa pengeringan memiliki kekuatan geser yang lebih rendah. Waktu pengeringan yang singkat dapat menyebabkan air yang terkandung dalam *bonding* mencapai ambang konsentrasi sehingga tidak dapat dipolimerisasi secara baik oleh monomer.¹⁸

Hasil penelitian yang dilakukan dengan lama pengeringan selama 60 detik, rerata nilai kekuatan ikat geser mengalami penurunan dibandingkan dengan pengeringan selama 40 detik. Hal ini kemungkinan disebabkan waktu pengeringan yang terlalu lama juga dapat memberikan pengaruh yang kurang baik pada kekuatan pelekatan. Pengeringan yang berlebihan dapat mengakibatkan rusaknya jaringan kolagen pada dentin sehingga menutupi seluruh tubulus dentin dan menghalangi penetrasi dari resin *bonding*. Jaringan kolagen yang rusak menyebabkan resin *bonding* tidak dapat berinfiltrasi secara sempurna ke dalam *nano-channel* yang dihasilkan dari peleburan hidroksiapatit (HA) sehingga *bonding* yang terbentuk antara resin komposit dan dentin akan berkurang.¹³

Bahan pelarut memiliki peran penting pada infiltrasi *adhesi* ke dalam substrat dentin yang basah. Interdifusi monomer telah ditunjukkan sebagai mekanisme fundamental dalam mencapai ikatan dentin yang efektif. Pelarut harus sepenuhnya dihilangkan selama aplikasi *bonding* dengan cara diberikan hembusan udara beberapa saat. Pelarut yang tersisa pada *bonding* dapat membahayakan polimerisasi karena pengenceran monomer dan dapat menyebabkan rongga dan meningkatkan permeabilitas lapisan *adhesi* yang hilang.¹⁹

Bonding yang digunakan pada penelitian ini dengan merk *G-Premio bond* mengandung bahan pelarut aseton. Aseton merupakan pelarut organik yang kuat untuk monomer fungsional dan monomer resin hidrofobik. Aseton sangat efektif untuk menghilangkan air dari dentin. Bahan pelarut aseton pada *bonding* memiliki tekanan uap yang tinggi di antara semua pelarut yang secara efektif menghilangkan air dari matriks dentin yang didemineralisasi.²⁰ *Bonding* dengan bahan pelarut aseton memiliki viskositas tiga kali lebih rendah dibandingkan dengan *bonding* berbahan pelarut

etanol sehingga dapat memfasilitasi penetrasi ke dalam dentin yang didemineralisasi.¹¹

G-Premio Bond juga memiliki bahan dasar monomer *10-methacryloyloxy decyl dihydrogen phosphate* (10-MDP) dan *4-methacryloxyethyl trimellitic acid* (4-MET). Monomer 10-MDP adalah monomer yang paling hidrofobik dari semua monomer fungsional yang biasanya digunakan dalam *bonding*. Monomer 10-MDP mampu berikatan secara kimia dengan jaringan gigi melalui ikatan ionik dengan kalsium yang ditemukan dalam hidroksiapatit. Monomer yang telah diaplikasikan pada dentin akan membentuk garam MDP-Kalsium. Interaksi tersebut membuat kekuatan ikatan resin komposit ke dentin cukup tinggi mengingat ikatan sistem *bonding* dengan dentin lebih sulit didapatkan bila dibandingkan dengan enamel.^{21,22}

Pada penelitian ini menggunakan resin komposit bioaktif dengan merk *Activa™ Bioactive Restoratif (Pulpdent)* yang memiliki kandungan *bioactive glass* (BG) pada *filler* nya. *Activa* dapat melepaskan ion kalsium, fosfat, dan fluorida ketika kontak dengan saliva sehingga meningkatkan ketahanan aus dan ketahanan patah, melindungi terhadap kebocoran mikro, dan memiliki sifat antibakteri. *Activa* juga mampu berikatan secara kimiawi pada gigi, melepaskan lebih banyak fluorida, lebih bioaktif daripada *glass ionomer*, lebih keras dan lebih tahan terhadap fraktur daripada resin komposit pada umumnya.²³ Bahan restoratif yang mampu melepaskan ion dalam kedokteran gigi dapat berkontribusi pada berkurangnya aktivitas protease seperti *metalloproteinases* (MMPs) dan katepsin yang terlibat dalam degradasi kolagen. Enzim tersebut merupakan salah satu penyebab utama penurunan ketahanan *bonding* ketika sistem *bonding* yang disederhanakan diaplikasikan pada dentin dengan *self etch* maupun *total etch (etch and rinse)*.²⁴

Sebelum penempatan resin komposit bioaktif, *bonding* yang telah diaplikasikan kemudian dikeringkan dengan pengeringan udara sehingga meninggalkan permukaan dentin yang lembab. Kelembaban yang optimal ketika kolagen dalam keadaan sedikit basah (*moist*), bukan dalam keadaan basah atau kering. Permukaan sekitar dentin yang basah membuat resin tidak bisa melekat kuat dan sulit berpenetrasi ke dalam jaringan kolagen karena dihalangi oleh molekul-molekul air dan apabila terlalu kering maka serat kolagen akan kolaps dan resin tidak bisa melekat kuat pada kolagen.²⁵ Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa terdapat pengaruh lama pengeringan *bonding* dengan bahan pelarut aseton terhadap kekuatan ikat geser resin komposit bioaktif.

DAFTAR PUSTAKA

1. Shabrina N, Diansari V, Novita CF. Gambaran Penggunaan Bahan Amalgam, Resin Komposit dan *Glass Ionomer Cement* (GIC) Di Rumah Sakit Gigi dan Mulut Unsyiah Pada Bulan Juli-Desember 2014. *Journal Caninus Dentistry*. 2016; 1(4): 9-11.
2. Puspitasari D dan Ellyza H. Perlakuan Permukaan Pada Reparasi Resin Komposit dan Pengaruhnya Terhadap Kuat Rekat Resin Komposit Baru-Resin Komposit Lama. *Dentino Jurnal Kedokteran Gigi*. 2016; 1(1): 47-51.
3. Dijken JWV, Ulla P, Ana B. A randomized controlled evaluation of posteriorresin restorations of an altered resin modifiedglass-ionomer cement with claimed bioactivity. *Journal of Dental Material*. 2018; 2(1): 1-9.
4. Hamdy TM. Bioactivity: A New Buzz in Dental Materials. *EC Dental Science*. 2018; 17(8): 1-6.
5. Susra W, Nur DL, Puspita S. Perbedaan kekuatan geser dan kekuatan tarik pada restorasi resin komposit microhybrid dengan *bonding* generasi V dan *bonding* generasi VII. *IDJ Journal*. 2013; 2(2): 68-75.
6. Diana S, Santoso P, Daradjati S. Perbedaan Kekuatan Geser Perlekatan Resin Komposit *Packable* Dengan *Intermediate Layer* Resin Komposit Flowable Menggunakan *Bonding Total-Etch* dan *Self Bonding Flowable* Terhadap Dentin. *Jurnal Kedokteran Gigi*. 2014; 5(2): 209-218.
7. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, dkk. Classification Review of Dental Adhesive System: From the IV Generation to The Universal Type. *Journal of Annali di Stomatologia*. 2017; 8(1): 1-17.
8. Chen L, Byoung IS, Jie Yang. Antibacterial Dental Restorative Materials: A Review. *American Journal of Dentistry*. 2018; 31(B): 6B-12B.
9. Normayanti N, Soetojo A, Pribadi N. The difference between residual monomer dentin *bonding* HEMA and UDMA with acetone and ethanol solvent after binding to type I collagen. *Dental Journal Majalah Kedokteran Gigi*. 2018; 51(4): 169-172.
10. Ekambaram M, Yiu CKY, Matinlinna JP. An Overview of Solvents in Resin Dentin Bonding. *International Journal of Adhesion and Adhesive*. 2014; 9(7): 1-41.
11. Prasetyo AI, Kunarti S, Soetojo A, Prasetyo EA. Chemical Bond Strength Difference Between 4-Meta Bonding Agents with Etanol and Acetone Solvent on Type I Collagen.

- Journal of International Dental and Medical Research*. 2018; 11(2): 567-571.
12. Khurshid Z, Najeeb S, Zafar MS, Sefat F. *Advanced Dental Biomaterials*. Elsevier: Woodhead Publishing; 2019. p. 229-253.
 13. Hapsari RI. Pengaruh Durasi Aplikasi Bahan Adhesif Self-Etch Terhadap Kebocoran Mikro Pada Tumpatan Resin Komposit Kelas V. *Naskah Publikasi. Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Muhammadiyah Surakarta*. 2015; 1(2): 1-8.
 14. Ariani R, Wignyo H, Yuliati K. Pengaruh Waktu Aplikasi dan Bahan pelarut *bonding* setelah pemutihan gigi ekstrakoronar terhadap kekuatan geser perlekatan resin komposit pada email. *Jurnal Kedokteran Gigi*. 2014; 5(2): 189-195.
 15. Werle SB, Steglich A, Soares FZM, dan Rocha RDO. *Operative (Restorative) Dentistry*. 2014: 69-72.
 16. Bail M, Zanon M, Silva SMA, Netto AA, Nascimento FD, Amore R, dkk. Effect of Air Drying on The Solvent Evaporation, Degree of Conversion and Water Sorption/Solubility of Dental Adhesive Models. *Materials Science: Material in Medicine*. 2012; 23: 629-638.
 17. Vulicevic ZR, Rodavic I, Cury AH, Krstanovic G, Mandic J, Ferrari M. Microtensile Bond Strength of Self-Etching Adhesive to Dentin. *Journal of Metallurgy*. 2010; 27: 101-109.
 18. Awad MM, Ali Alrahlah, Jukka P. Matinlinna and Hamdi Hosni Hamama. Effect of *bonding* air-drying time on bond strength to dentin: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Adhesion and Bondings*. 2019; 2(6): 1-27.
 19. Carvalho CN, Lanza MDS, Dourado LG, Carvalho EM, Bauer J. Impact of Solvent Evaporation and Curing Protocol on Degree of Conversion of Etch-and-Rinse and Multimode Adhesive Systems. *Hindawi International Journal of Dentistry*. 2019; 4(5): 1-6.
 20. Usha C, Ramarao S, John BM, Rajesh P, dan Swatha S. Evaluation of the Shear Bond Strength of Composite Resin to Wet and Dry Enamel Using Dentin Bonding Agents Containing Various Solvents. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2017; 11(1): 41-44.
 21. Tanjung S, Djuanda R, Evelyn A. Perbedaan Kekuatan Geser Perlekatan (*Shear Bond Strength*) antara *Self-Adhering Flowable Composite* dan *Flowable Composite* dengan system Adhesive Self-Etch Pada Dentin. *Sound Of Dentistry*. 2019; 4(1): 16-25.
 22. Puspitasari D. Perbandingan Kuat Rekat Resin Komposit Pada Dentin Dengan Sistem Adhesif Self Etch. *Dentino Jurnal Kedokteran Gigi*. 2014; 2(1): 89-94.
 23. Zhang K, Zhang N, Weir MD, Reynold MA, dkk. Bioactive Dental Composites and Bonding Agents Having Remineralizing and Antibacterial Characteristics. *Jurnal Dent Clin N Am*. 2017; 6(2): 669-687.
 24. Sauro A, Irina M, Vicente FM, dkk. Effects of Ions Releasing Restorative Materials on the Dentine *Bonding* Longevity of Modern Universal *Bonding* after Load Cycle and Prolonged Artificial Saliva Aging. *Jurnal MDPI*. 2019; 12: 1-14.
 25. Hirani RT, Batra R, Kapoor S. Comparative Evaluation of Postoperative Sensitivity in Bulk Fill Restorative: A Randomized Controlled Trial. *J Int Soc Prevent Communit Dent*. 2018; 8(6): 534-539.