

PERBEDAAN KUAT REKAT BAHAN BONDING LIGHT-CURED RESIN-MODIFIED GLASS IONOMER PADA EMAIL KERING DAN EMAIL TERKONTAMINASI

Ida Ayu Evangelina, Tono Hambali, Bergman Thahar
Universitas Padjadjaran
email korespondensi: evangelinaidaayu@yahoo.com

Abstrak

Gagalnya prosedur *direct bonding* paling sering disebabkan oleh adanya kontaminan pada permukaan email gigi. Untuk mengatasi masalah ini, telah dikembangkan bahan-bahan bonding yang dapat mengatasi kontaminan namun tetap memiliki kuat rekat yang cukup untuk daya ortodonti. Penelitian ini bertujuan untuk membandingkan kuat rekat geser bahan bonding yang dikatakan dapat dipakai dalam suasana lembab, yaitu *light-cured resin-modified glass ionomer* (Fuji Ortho LC / FOLC) pada kondisi permukaan email kering dan email terkontaminasi. Dua puluh satu gigi premolar yang diekstraksi dibagi dalam 3 kelompok dengan perlakuan sebagai berikut : email kering, terkontaminasi saliva dan terkontaminasi saliva-darah. Masing-masing kelompok direkatkan breket *stainless steel* dengan menggunakan bahan bonding FOLC. Pengukuran kuat rekat geser breket dilakukan pada 3 kelompok ini, dengan menggunakan alat *Universal Strength Tester Shimadzu Corp Autograph*, data yang didapat dianalisis dengan analisis statistik *One Way Anova*. Hasil uji kuat rekat geser breket kedua bahan bonding menunjukkan adanya penurunan kuat rekat geser breket pada email terkontaminasi (FOLC – kering : 10,799 Mpa, saliva : 9,543 Mpa, saliva darah : 5,876 Mpa). Nilai yang paling kecil terlihat pada email yang terkontaminasi saliva-darah. Simpulan, bahan bonding Fuji Ortho LC dapat menghasilkan kuat rekat yang cukup bila terkontaminasi hanya saliva, sedangkan kontaminan saliva-darah menghasilkan kuat rekat dibawah nilai kuat rekat yang dibutuhkan untuk kekuatan bonding breket (6 Mpa).

Kata kunci : *fuji ortho light curing*, kontaminasi email, kuat rekat

Abstract

Failure of direct bonding procedure is mostly attributed to contamination of the enamel surface. To overcome this problem, materials have been developed that purportedly overcome moisture and contaminants present on the enamel surface and has sufficient bond strength to withstand orthodontic forces. The purpose of this study was to determine the difference of bond strengths of light-cured resin-modified glass ionomer (Fuji Ortho LC / FOLC) between dry enamel and enamel contaminated group. Twenty-one extracted human premolars divided in 3 equal groups : the enamel surface were either, dry enamel, saliva-contaminated, or saliva and blood-contaminated. Stainless steel brackets were bonded by Fuji Ortho LC, the bond strength was recorded and the data were analyzed by One Way Anova. The result indicate that the bond strength decreased by contaminating the enamel surface (FOLC – dry enamel: 10,799 Mpa, saliva-contaminated enamel : 9,543 Mpa, saliva and blood-contaminated enamel : 5,876 Mpa) The saliva and blood contaminated-enamel conditions produced the lowest bond strength. In conclusion, Fuji Ortho LC generates enough bond strength on saliva-contaminated enamel. On saliva and blood-contaminated enamel, the bond strength of FOLC is lower than required (6MPa).

Key words : *bond strength, contaminated enamel, fuji ortho light curing*

Pendahuluan

Perkembangan yang paling menonjol dalam ilmu ortodonti terjadi 60 tahun yang lalu ketika berhasil dilakukan *bonding* breket pada gigi, menggantikan sistem lama yang menggunakan penyemenan pita emas atau baja tahan karat (sistem banding). Namun prosedur *direct bonding* mempunyai beberapa kelemahan, yaitu diperlukan keadaan gigi yang benar-benar kering tanpa adanya kontaminasi kelembaban baik itu yang berasal dari cairan gusi, saliva, air ataupun darah, mulai dari awal sampai akhir prosedur *bonding*. Bahan-bahan kontaminan ini akan diabsorpsi oleh permukaan email yang sudah dietsa sehingga akan mengurangi energi permukaan dan menyebabkan lemahnya ikatan *bonding*. Bila permukaan email yang sudah dietsa terkena kontaminan, sebagian porositas akan tersumbat sehingga penetrasi resin gagal dan resin tag yang terbentuk tidak mencukupi baik dalam hal jumlah maupun panjang, untuk suatu ikatan bonding yang kuat. Selain itu, teknik etsa asam pada email yang merupakan bagian prosedur *direct bonding* seringkali menyebabkan terjadinya dekalsifikasi atau *white spot lesion* yang berkembang sekitar tepi breket dalam waktu beberapa minggu. Permukaan email hilang bukan hanya pada saat profilaksis awal dan etsa, tapi juga selama prosedur *debonding* dan *rebonding*. Diketahui bahwa fluor dapat menghambat

perkembangan lesi karies, namun penggunaan pasta gigi yang mengandung *fluor* selama perawatan dengan alat ortodonti cekat tidak mencukupi untuk menghambat perkembangan lesi tersebut. Disarankan untuk menggunakan obat kumur *fluor* setiap hari, namun dilaporkan bahwa hanya 10% – 15% pasien yang mau memakai obat kumur ini. Tetap diperlukan asupan *fluor* yang kontinyu yang tidak tergantung dari kerjasama pasien. Penelitian intensif untuk ditemukannya suatu bahan bonding yang dapat mengurangi efek iatrogenik perawatan ortodonti tersebut masih terus berlanjut.

Resin komposit sebagai bahan *direct bonding* yang dapat melepaskan *fluor* sudah mulai diperkenalkan, namun resin ini juga melaksanakan prosedur etsa, suatu prosedur yang membentuk dekalsifikasi itu sendiri. Usaha untuk menambahkan *fluor* pada etsa tidak menghasilkan ion bebas *fluor* yang dapat dipergunakan sepanjang waktu perawatan.

Berdasarkan hal-hal tersebut di atas, tampaknya *semen glass ionomer* (GICs) merupakan bahan alternatif karena tidak diperlukan prosedur etsa, *debonding* lebih mudah dan pelepasan ion fluoride dapat mencegah kalsifikasi. Belum jelas apakah semen ini mempunyai kuat rekat yang cukup untuk menahan daya ortodonti jika digunakan sebagai bahan *bonding*.

Semen glass ionomer yang diperkenalkan oleh Wilson dan Kent tahun 1972 merupakan hibrid dari silikat dan semen polikarboksilat yang mempunyai kemampuan untuk melakukan ikatan secara fisikokimia baik terhadap email, dentin, maupun terhadap bahan metal dan plastik, sehingga mengurangi kebutuhan akan retensi mekanis dan memudahkan prosedur *debonding*. Kemampuan glass ionomer untuk melakukan *bonding* terhadap email terjadi melalui interaksi asam poliakrilat dengan hidroksiapatit email.

Tidak hanya permukaan hidroksiapatit saja yang melunak melalui interaksi dengan cairan asam, tapi poliakrilat juga terserap ke hidroksi apatit. Dilaporkan bahwa ikatan adesif bahan ini terhadap email lebih kuat daripada ikatan kohesifnya. Kuat rekat glass ionomer terhadap email dapat ditingkatkan dengan mengkondisikan permukaan gigi dengan asam yang lemah seperti asam poliakrilat 10% - 40% untuk menghilangkan kontaminan dan kotoran. Cairan lain juga dapat dipakai seperti asam tannat, dodisin dan cairan antimikroba, semuanya mempunyai kemampuan untuk mengikat hidrogen pada permukaan gigi, yang akan meningkatkan efektifitas pembersihan dan membasahi permukaan substrat.

Generasi pertama semen glass ionomer terdiri dari 2 komponen: (1) bubuk glass kalsium-alumunium fluorosilikat dan (2) kopolimer asam karboksilat, seperti asam poliakrilat. Semen ini merupakan campuran antara asam-asam yang mengandung karboksil (asam polialkenoat) yang direaksikan dengan glas aluminosilikat. Gugus karboksil berikatan dengan kalsium dalam email dan dentin untuk menghasilkan ikatan kimia antara semen dan gigi, sedangkan glas berfusi dengan adanya aliran fluor menghasilkan sebuah komposisi basa yang akan melepaskan ion fluor saat berikatan dengan asam.

Kemampuan menghambat karies dari GICs berhubungan dengan dilepaskannya fluor dalam jumlah kecil secara terus menerus. Fase hidrogel GICs akan mendukung gerakan kalsium, strontium dan ion lain yang berhubungan dengan remineralisasi email dan dentin. Fase hidrogel GICs dikatakan berperan untuk pengambilan dan pelepasan dari asupan fluor di lingkungan, baik itu dari gel topikal, obat kumur dan pasta gigi. Tetapi pengadukan GICs merupakan teknik yang sensitif dengan terjadinya pengeringan hidrogel dan keretakan pada lingkungan yang kering, rendahnya daya tahan keretakan membatasi penggunaan dalam bidang ortodonti khususnya untuk bonding breket. Semen ini mempunyai tahap pengerasan awal yang panjang, sehingga menjadi sangat cair.

Generasi kedua semen glass ionomer dibuat dengan penambahan: (1) kopolimer asam itakonik untuk meningkatkan reaktifitas asam poliakrilat terhadap glass dan (2) sejumlah kecil asam tartarik untuk meningkatkan kecepatan pengerasan. Kombinasi ini menjadikan bahan tersebut berkurang viskositasnya dan waktu pengerasan awal dipersingkat.

Perkembangan terbaru menggunakan sinar untuk mempercepat proses pengerasan, meningkatkan kekuatan awal serta kekerasan semen dan menurunkan sensitifitasnya terhadap kelembaban dan dehidrasi, sehingga memberikan sifat-sifat optimal yang

diperlukan sebagai bahan *bonding ortodonti*. Dilaporkan bahwa glass ionomer yang mengeras secara kimia mencapai 80% pengerasan pada 15 menit pertama, dari pengerasan maksimum setelah 24 jam. Melalui bantuan sinar, pengerasan awal terjadi dalam 20 detik, dihasilkan kuat rekat geser awal yang lebih tinggi dan terjadi pengurangan sensitifitas bahan terhadap kontaminasi kelembaban dan kekeringan, sehingga bahan ini menarik untuk digunakan sebagai bahan *bonding ortodonti*.

Usaha untuk memperbesar pelepasan fluor dengan kuat rekat yang adekuat (6 - 8 Mpa) dilakukan dengan mengembangkan suatu kombinasi GICs dengan resin komposit yang disebut *Resin-modified glass ionomer cements* (RMGICs). Penambahan 10% - 20% monomer resin pada GICs menghasilkan semen yang mengalami pengerasan awal dengan bantuan sinar maupun aktivator kimia untuk polimerisasi monomer. *Resin-modified glass ionomer cements* merupakan semen adesif dengan perbaikan sifat-sifat fisik dan mempunyai fase hidrogel yang lebih stabil dibandingkan GICs. Penempatan bubuk RMGICs dan cairan dalam kapsul mempermudah pengadukan dengan triturator. Sekalipun jumlah monomer resin yang ditambahkan ke dalam larutan asam polialkenoat sangat terbatas, namun polimerisasi monomer resin ini mempercepat pengerasan awal RMGICs tanpa mengganggu reaksi pengerasan asam basa, pelepasan fluor atau perlekatan gugus karboksil terhadap permukaan gigi.

RMGICs melekat secara kimiawi dan monomer resin juga akan masuk ke dalam permukaan yang kasar untuk menghasilkan ikatan mikromekanis (*bond*) sesudah proses polimerisasi. Semen ini juga mempunyai keuntungan karena pengerasannya dapat dikendalikan oleh operator, juga polimerisasi yang diaktifkan oleh sinar berlangsung lebih cepat daripada reaksi asam basa (pembentukan semen), yang akan meningkatkan sifa-sifat fisik awal khususnya daya tahan terhadap keretakan. Bahan yang diaktivasi oleh sinar selalu tersedia dalam bentuk komponen tunggal yang disimpan dalam bungkus opak. Resin dengan komponen tunggal mudah dipakai karena tidak diperlukan pengadukan sehingga menghilangkan variabel teknik pengadukan. Resin mengeras semata-mata melalui reaksi polimerisasi, oleh karena itu kandungan ataupun bentuk hidrogel dan air bukan lagi merupakan komponen yang berarti.

Keuntungan *light-cured resin-reinforced glass ionomer* adalah : menghemat waktu kunjungan, tidak dibutuhkan daerah kerja yang kering, tidak dibutuhkan etsa dan aplikasi primer, pelepasan fluor akan melindungi gigi terhadap dekalsifikasi, perbaikan dapat dilakukan dengan cepat dan mudah, lebih nyaman bagi operator.

Suatu hal yang menguntungkan bila kita dapat melakukan prosedur bonding pada email dalam lingkungan yang basah, khususnya pada daerah-daerah yang sukar dijangkau, misalnya pada gigi molar kedua, gigi erupsi sebagian, permukaan lingual gigi, gigi dengan mahkota klinis yang pendek dan gigi impaksi. Bahan Fuji Ortho LC yang digunakan pada penelitian ini termasuk dalam RMGICs, penulis tertarik untuk melakukan penelitian kuat rekat bahan RMGICs yang

diaktivasi oleh sinar pada keadaan email terkontaminasi saliva dan saliva + darah, apakah bahan ini masih bisa dipakai sebagai bahan *bonding* dengan kuat rekat yang cukup untuk menahan beban daya ortodonti.

METODE

Penelitian ini merupakan penelitian eksperimen laboratoris, dengan menggunakan 21 gigi premolar yang diekstraksi, tidak ada karies/cacat email, kemudian gigi dipendam dalam balok resin. Setelah resin mengeras gigi dipoles menggunakan pumis selama 10 detik. Dipilih gigi premolar karena dalam pengalaman klinis kesulitan yang paling banyak ditemukan untuk *direct bonding* pada permukaan email yang tidak terkontaminasi adalah pada gigi premolar. Breket yang direkatkan adalah breket standar stainless steel dengan *foil mesht type*. Artificial saliva yang dipakai dalam penelitian ini dibuat menurut Marzher dan Screber yaitu selulosa 1 gr, sorbitol 3 gr, KCL 0,12 gr, NaCl.6H₂O 0,05 gr, CaCl₂.2H₂O 0,015 gr, K₂HPO₄ 0,034 gr, aquadest 100 ml. Dua puluh satu gigi premolar dibagi menjadi 3 kelompok (A, B, C).

Kelompok A : adalah gigi yang permukaan emailnya kering, tidak terkontaminasi saliva dan darah. Setelah gigi dibersihkan kemudian diaplikasikan dentin kondisioner selama ½ menit, serap dengan *cotton pellet*, aplikasikan saliva. Kocok Fuji Ortho LC pada triturator selama 10 detik, aplikasikan bahan bonding pada dasar breket, kemudian breket direkatkan pada gigi setinggi 4 mm dari oklusal. Kelebihan bahan di tepi breket dibersihkan dengan scaler. Rendam dalam saliva buatan selama 24 jam, kemudian diukur kuat rekat geser breket.

Kelompok B : adalah gigi yang permukaan emailnya terkontaminasi oleh saliva. Setelah gigi dibersihkan kemudian diaplikasikan dentin kondisioner selama ½ menit, serap dengan *cotton pellet*, kocok Fuji Ortho LC pada triturator selama 10 detik, aplikasikan bahan bonding pada dasar breket, kemudian breket direkatkan pada gigi setinggi 4 mm dari oklusal. Kelebihan bahan di tepi breket dibersihkan dengan scaler. Rendam dalam saliva buatan selama 24 jam, kemudian diukur kuat rekat geser breket.

Kelompok C : adalah gigi yang terkontaminasi saliva dan darah. Setelah gigi dibersihkan kemudian diaplikasikan dentin kondisioner selama ½ menit, serap dengan *cotton pellet*, aplikasikan campuran saliva dan darah pada permukaan gigi. Kocok Fuji Ortho LC pada triturator selama 10 detik, aplikasikan bahan bonding pada dasar breket, kemudian breket direkatkan pada gigi setinggi 4 mm dari oklusal. Kelebihan bahan di tepi breket dibersihkan dengan scaler. Rendam dalam saliva buatan selama 24 jam, kemudian diukur kuat rekat geser breket. Pengukuran kuat rekat geser breket dilakukan di Laboratorium Kimia Institut Teknologi Bandung. Alat yang digunakan adalah Universal Strength Tester Shimadzu Corp Autograph, dengan kecepatan 1mm/menit. Pengukuran dilakukan setelah bahan uji direndam dalam saliva buatan selama 24 jam. Gigi dijepit di bagian bawah alat pengukur, kemudian kawat baja yang dihubungkan dengan alat penarik bagian atas, dikaitkan pada breket. Satuan yang digunakan dalam alat ini adalah kgf, yang menunjukkan

besar beban yang diberikan. Pengukuran kuat rekat dimulai dengan memberikan beban tarik 0 kgf selanjutnya ditingkatkan terus sampai breket terlepas dari gigi. Hasil yang didapat dari autograph kemudian dikonversikan kedalam MPa dengan menggunakan rumus sbb :

$$F = m \cdot g \text{ (Newton)}$$

$$= \frac{F}{A \text{ (m}^2\text{)}} \times 10^{-6} \text{ (Megapascal / Mpa)}$$

Keterangan : A = luas penampang breket

Misalkan : nilai yang didapat pada alat pengukur adalah 7,335 kgf, maka :

$$F = 7,335 \text{ kg} \times 10 \text{ m s}^{-2}$$

$$F = 73,35 \text{ Newton}$$

$$= \frac{F}{A \text{ (m}^2\text{)}} \times 10^{-6} \text{ (Megapascal / Mpa)}$$

$$= \frac{73,35 \text{ N}}{0,0000096} \times 10^{-6}$$

$$= 7,64 \text{ Megapascal (Mpa)}$$

Nilai dalam autograph 7,335 kgf, bila dikonversikan ke megapascal menjadi 7,64 MPa.

Jenis analisis data yang cocok yang akan digunakan adalah one way anova (jika data berdistribusi normal) atau uji Kruskal Wallis (jika data tidak berdistribusi normal). Oleh karena itu ukuran sampel yang sesuai adalah dengan menggunakan rumus sampel sebagai berikut:

$$R = \frac{\sigma^2 (Z_{1-\alpha/2} + Z_{1-\phi/2})^2}{(\mu_1 - \mu_2)^2}$$

$$n = \frac{12.665 (1.28 - 1.20)^2}{(12 - 9.8)^2} = 17.14 = 10$$

dengan :

n = ukuran sampel minimal yang dibutuhkan

$Z_{1-\alpha/2}$ = deviat standar normal baku dengan $\alpha=0,1$

$Z_{1-\phi/2}$ = deviat standar normal baku dengan $\beta=0,1$

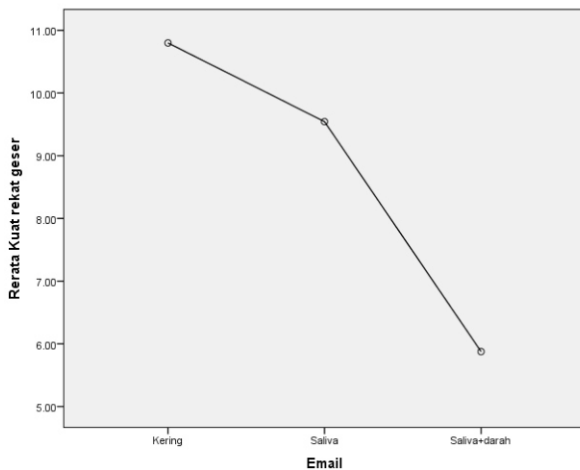
Sampel minimal yang diperlukan adalah 18. Sehingga ukuran sampel yang digunakan sebesar 21 sudah memenuhi syarat minimal tersebut di atas.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Untuk melakukan analisis dilakukan terlebih dahulu uji normalitas data. Berikut adalah deskriptif univariat data dan hasil uji normalitas data

Tabel 1. Data Deskriptif Univariat

Email	Rata-rata	Median	Statistik		
			Std. Deviasi	Minimum	Maksimum
Kuat rekat geser	Kering	10.7986	10.0800	2.08138	8.08
	Saliva	9.5429	9.5200	1.73926	7.66
	Saliva+darah	5.8764	5.3600	1.60380	4.32
					8.95



Gambar 1 : Penurunan kuat rekat geser bahan Fuji Ortho LC pada email terkontaminasi

Normalitas Data

Shapiro-Wilk		Levene		Kolmogorov-Smirnov	
Statistic	Sig.	Statistic	Sig.	Statistic	Sig.
.978 ^a	.999	.000	.999	.000	.999
geser					
.978 ^a					
.000					

Untuk menguji normalitas data digunakan uji Shapiro Wilks. Uji Shapiro Wilks pada tabel menunjukkan nilai p-value/sig > 0,05 sehingga dapat dikatakan bahwa data berdistribusi normal. Alat uji statistiknya adalah One Way Anova, dengan bentuk hipotesis kerjanya adalah:

$H_0: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = 0$ (rata-rata kuat rekat geser bahan di ketiga permukaan email adalah sama)

$H_1: \mu_i \neq \mu_j ; i \neq j$ (minimal terdapat satu perlakuan yang tidak sama rata rata kuat rekat gesernya)

Berikut adalah hasil uji dengan One Way Anova untuk menguji hipotesis di atas dengan menggunakan software SPSS ver.19.

Tabel 3. Tabel One Way Anova Untuk Kuat Rekat Geser

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between groups	91.576	2	45.788	13.834	.000
Within groups	59.576	18	3.310		
Total	151.152	20			

Berdasarkan tabel Anova di atas didapat p-value/sig < 0,001 artinya tolak H_0 , sehingga dapat disimpulkan bahwa paling sedikit terdapat satu pasangan perlakuan yang rata-ratanya berbeda secara signifikan. Untuk mengetahui pasangan perlakuan mana yang signifikan, dilakukan post hoc tes dengan uji SNK (Student Newman Keuls).

Berikut hasilnya :

Tabel 4. Uji Student Newman Kleus

Email	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
Saliva + darah	7	5.8764	
Saliva	7		9.5429
Kering	7		10.7986
Sig.		1.000	.213

Hasil *output* di atas dapat dibaca dengan cara melihat lokasi permukaan email, jika terletak pada kolom yang sama menunjukkan bahwa hasil dari perlakuan tidak memiliki perbedaan rata-rata kuat rekat geser yang signifikan. Lokasi permukaan email yang terletak dalam kolom yang berbeda menunjukkan bahwa rata-rata kuat rekat geser berbeda secara signifikan.

Tabel di atas menunjukkan bahwa permukaan email terkontaminasi saliva dan permukaan email yang kering ternyata berada dalam satu kolom sehingga dapat dikatakan bahwa rata-rata kuat rekat geser kedua permukaan nya tidak berbeda secara signifikan. Lokasi permukaan email yang terkontaminasi saliva-darah dan permukaan email kering pada tabel, berada pada kolom yang berbeda, yang menunjukkan bahwa rata-rata kuat rekat geser pada kedua permukaan tersebut berbeda secara signifikan. Rata-rata kuat rekat geser antara permukaan email yang terkontaminasi saliva+darah dan permukaan email yang terkontaminasi saliva menunjukkan perbedaan yang signifikan.

Bahan bonding konvensional biasanya membutuhkan permukaan email yang bebas kontaminan untuk menghasilkan kuat rekat breket yang baik, namun kontaminasi email oleh saliva pada prosedur bonding breket pada gigi posterior atau pada gigi yang erupsi sebagian seringkali tidak dapat dihindarkan. Begitu juga pada prosedur pembukaan mahkota yang terpendam, kontaminasi permukaan email oleh darah dapat menggagalkan prosedur *bonding*. Hal ini disebabkan oleh adanya sumbatan pada porositas email yang sudah dietsa sehingga mengurangi jumlah dan panjang tags dan menghambat bahan bonding untuk masuk.

Fuji Ortho LC adalah RMGICs (*Resin Modified Glass Ionomer Cements*) disebutkan mempunyai kuat rekat geser yang hampir sama dengan *light-cured composite resins* ataupun resin yang mengeras secara kimia. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa Fuji Ortho LC yang digunakan pada email yang ditesa dan diberi kontaminasi saliva buatan dapat menghasilkan kuat rekat geser yang dapat bertahan terhadap gaya ortodonti. Hasil ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Vicente dkk4 dan Pithon dkk.

Efektifitas bonding yang dihasilkan oleh RMGICs dengan adanya kontaminasi saliva dapat disebabkan oleh :

1. Kemampuan bahan semen untuk menggantikan saliva sehingga ikatan kimia antara *resin-modified glass ionomer* dengan kalsium gigi dapat terjadi.
2. Keberadaan saliva menyatu dengan semen
3. Adanya HEMA yang merupakan bahan utama resin dalam Fuji Ortho LC. Bahan ini adakah monomer hidrofilik yang larut dalam air sehingga memungkinkan penetrasi bahan *bonding*.

Kontaminasi darah mengurangi kekuatan bahan bonding dengan sangat drastis. Hal ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan sebelumnya oleh Sfondrini, dkk, Ambika dkk, Sayinsu dkk, 14 dan Santos dkk. Pengaruh kontaminasi darah terhadap penurunan kuat rekat geser karena kandungan protein dengan berat

molekul yang besar, disertai dengan makromolekul seperti fibrinogen dan platelet, yang membentuk lapisan film sehingga menghalangi penetrasi bahan bonding.

Simpulan, hasil analisis statistik menunjukkan bahwa tidak ada perbedaan rata-rata kuat rekat geser bahan bonding *light-cured resin-modified glass ionomer* (Fuji Ortho LC) pada permukaan email kering (tidak terkontaminasi saliva) dan permukaan email yang terkontaminasi saliva. Perbedaan rata-rata kuat rekat geser antara permukaan email kering dan permukaan email terkontaminasi saliva + darah terlihat signifikan, demikian juga antara permukaan email terkontaminasi saliva dan permukaan email terkontaminasi saliva+darah. Penggunaan Fuji Ortho LC pada permukaan email terkontaminasi saliva+darah tidak dianjurkan karena kuat rekat gesernya berada di bawah kuat rekat geser yang diperlukan untuk perlekatan breket pada perawatan ortodonti.

bond systems under contamination. The Angle Orthodontist. 2010;80(5):963–7.

Sayinsu K, Isik F, Sezen S, Aydemir B. *Effect of blood and saliva contamination on bond strength of brackets bonded with a protective liquid polish and a light-cured adhesive. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2007;131(3):391–4.

Marcović E, Glišić B, Šćepan I, Marcović D, Jokanović V. *Bond strength of orthodontic adhesives. Metalurgija.* 2008;14(2):79–88.

DAFTAR PUSTAKA

- Holzmeier M, Schaubmayr M, Dasch W, Hirschfelder U. *Die neue Generation selbstkonditionierender Adhäsive im Vergleich zur konventionellen Ätztechnik.* J Orofac Orthop. 2008 ; 69 (2):78–93.
- Eiriksson SO, Pereira PN, Swift EJ Jr, Heymann HO, Sigurdsson A. *Effects of blood contamination on resin–resin bond strength. Dental Materials.* 2004;20(2):184–90.
- Sfondrini MF, Gatti S, Scribante A. *Effect of blood contamination on shear bond strength of orthodontic brackets and disinclusion buttons.* British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2011;49(5):404–8.
- Vicente A, Mena A, Ortiz AJ, Bravo LA. *Water and saliva contamination effect on shear bond strength of brackets bonded with a moisture-tolerant light cure system. The Angle Orthodontist.* 2009;79(1):127–32.
- Algera TJ. *A Better Understanding of Orthodontic Bracket Bonding.* UvA-Dare; 2009. pp. 9–18.
- Toledano M, Osorio R, Osorio E, Romeo A, la Higuera deB, Garcia-Godoy F. *Bond Strength of Orthodontic Bracket Using Different Light and Self-Curing Cements. The Angle Orthodontist.* 2003;73(1):56–63.
- Tabaai ES, Sari MN. *Evaluation of Shear Bond Strength of Resin Reinforced Glass Ionomer Cement Modified by Nano-hydroxyapatite on Ceramic Bracket Debonding Using Full-Dimension Wire. Science Domain International.* 2014; 4(10); 1578–86
- Kitayama Y, Komori A, Nakahara R. *Tensile and shear bond strength of resin-reinforced glass ionomer cement to glazed porcelain. The Angle Orthodontist.* 2003;73(4):451–6.
- Pithon MM, Santos dos RL, de Oliveira MV, Ruellas ACO, Romano FL. *Metallic brackets bonded with resin-reinforced glass ionomer cements under different enamel conditions. The Angle Orthodontist.* 2006;76(4):700–4.
- Fujita N, Itoh T, Matsutomo M, Caputo AA. *Bonding of light-cured glass ionomer cement to polycarbonate resin treated with experimental primers. The Angle Orthodontist.* 2000;70(5):357–65.
- Cefaly DFG, Mello LLC de, Wang L, Lauris JRP, D'Alpino PHP. *Effect of light curing unit on resin-modified glass-ionomer cements: a microhardness assessment. Journal of Applied Oral Science.* 2009;17(3):150–4.
- Ambika K, Kumar SA, Sundari KS. *Effect of Contamination on Bond Strength of Orthodontic Light Cure Adhesive System-A Systemic Review. International Journal of Current Research and Review.* 2012;4(19):100–21.
- Khosravanifard B, Rakhshan V, Saadatmand A. *Effects of blood and saliva contamination on shear bond strength of metal orthodontic brackets and evaluating certain methods for reversing the effect of contamination. Orthodontic Waves.* 2010;69(4):156–63.
- Santos BM, Pithon MM, Ruellas AC de O, Sant'Anna EF. *Shear bond strength of brackets bonded with hydrophilic and hydrophobic*