

**PERAN KONDISIONER PADA ADHESI BAHAN RESTORASI SEMEN  
IONOMER KACA DENGAN STRUKTUR DENTIN  
(TINJAUAN PUSTAKA)**

**Suzanna Sungkar**

Departemen Ilmu Kedokteran Gigi Anak  
Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Syiah Kuala

**ABSTRAK**

*Glass ionomer cement* (semen ionomer kaca/ SIK) adalah salah satu bahan restorasi yang banyak digunakan dalam melakukan perawatan gigi anak. Bahan restorasi SIK mempunyai banyak kelebihan, diantaranya adalah kemampuannya berikatan secara fisiko-kimia dengan struktur gigi, melepaskan fluor dan aplikasinya membutuhkan waktu yang relatif singkat. Dalam praktik sering kita temukan kegagalan dalam melakukan restorasi SIK, yakni lepasnya bahan restorasi terutama pada karies yang sudah mencapai dentin. Tulisan ini bertujuan untuk membahas peran kondisioner dalam adhesi bahan restorasi SIK dengan struktur dentin. Dalam tulisan ini akan dibahas tentang bahan restorasi SIK, struktur dentin yang beradhesi dengan bahan restorasi SIK, bagaimana adhesi bahan restorasi SIK dengan struktur dentin, dan penggunaan bahan kondisioner. Penggunaan kondisioner pada restorasi SIK bertujuan untuk mengangkat *smear layer* dan bahan-bahan yang mengontaminasi yang dapat mengurangi kekuatan ikatan antara SIK dengan struktur gigi. Kondisioner ini meningkatkan kekuatan ikatan SIK dengan struktur gigi, terutama untuk dentin.

**Kata kunci:** semen ionomer kaca, kondisioner, adhesi, dentin, *smear layer*

**ABSTRACT**

Glass ionomer cement is a common material restoration uses in children. The advantages of glass ionomer restoration are the chemical bonded to enamel and dentin, release fluoride ions to surrounding tooth structure with no effect on the integrity of the glass ionomer mass, and easy application to tooth structure. On the other hand, the failed of glass ionomer restoration on moderate cavity commonly found in dental practice. The objective of this paper is to explain the effect of conditioner application on adhesion glass ionomer restoration to the tooth structure. The subtopics investigated in this paper are the uses of glass ionomer restoration, the structure of dentin, the adhesion of glass ionomer and tooth structure, and the uses of conditioner. Conditioner application in glass ionomer is to remove smear layer and contaminating materials. Conditioner usage can improves the bonding of glass ionomer to the dentin structure.

**Key words:** glass ionomer cement, conditioner, adhesion, dentin, smear layer

## PENDAHULUAN

Perkembangan bahan kedokteran gigi berlangsung pesat dengan adanya perkembangan ilmu pengetahuan khususnya di bidang biomaterial.<sup>1</sup> Seiring dengan itu, dokter gigi anak dituntut mempunyai pengetahuan khususnya tentang pemilihan bahan restorasi yang akan digunakan.<sup>1,2</sup> Salah satu bahan restorasi yang banyak digunakan dalam melakukan perawatan gigi anak adalah *glass ionomer cement* (semen ionomer kaca/ SIK).<sup>1-3</sup>

SIK adalah bahan restorasi berwarna gigi yang melepaskan fluor dalam waktu yang relatif panjang. Oleh karena itu, SIK dianjurkan sebagai bahan pilihan untuk restorasi gigi sulung yang mengalami karies. Penggunaan SIK membutuhkan waktu yang singkat sehingga sesuai digunakan pada anak usia muda.<sup>1,2,4</sup>

Salah satu keuntungan SIK adalah kemampuannya berikatan secara fisiko-kimia dengan struktur gigi.<sup>1,2,5</sup> Ikatan fisiko-kimia ini terbentuk dengan adanya adhesi antara SIK dan struktur gigi. Agar adhesi SIK dengan struktur gigi (email atau dentin) lebih baik maka sebelum melakukan restorasi dengan bahan SIK, dianjurkan untuk melakukan aplikasi kondisioner.<sup>6</sup> Tulisan ini akan membahas tentang peran kondisioner pada adhesi bahan restorasi SIK dengan struktur dentin.

## TINJAUAN PUSTAKA

### Semen Ionomer Kaca

SIK merupakan material kedokteran gigi yang berbahan dasar air dan mengeras dengan reaksi asam-basa antara bubuk *calcium fluoroaluminosilikat glass* dan cairan *aqueous solution of polyacrylic acid*.<sup>3,7,8</sup> Standar ISO mendefinisikan SIK sebagai semen poliakrilat, tetapi istilah *glass ionomer cement* (SIK) telah diterima secara luas dalam profesi kedokteran gigi.<sup>7</sup>

Wilson dan Kent telah mengembangkan SIK sejak tahun 1969.<sup>9,10</sup> Pada tahun 1972, SIK mulai digunakan sebagai bahan restorasi untuk lesi abrasi kelas V, tetapi masih terdapat kekurangan pada estetika dan translusennya. Selanjutnya pengembangan dan penelitian banyak dilakukan dan menghasilkan sejumlah material penting yang sangat berguna dan memiliki berbagai fungsi dalam kedokteran gigi.<sup>11</sup> Pada tahun 1980-an bahan SIK ini mulai populer digunakan.<sup>7,12</sup> SIK dapat dipakai secara luas karena dapat menunjukkan

perubahan sifat fisik dengan mengubah perbandingan bubuk-cairan atau kandungan bubuk dan cairan.<sup>7</sup>

Komposisi utama bubuk SIK adalah silika (SiO) dan Alumina (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>). Dapat juga ditambahkan kalsium fluorida (CaF<sub>2</sub>), *cryolite* (Na<sub>3</sub>AlF<sub>6</sub>), sodium fluorida (NaF), dan aluminium fosfat (AlPO<sub>4</sub>).<sup>9,11</sup> Sedangkan cairan SIK dapat berupa larutan encer asam poliakrilat 50%, larutan encer campuran asam poliakrilat 47,5% dan asam tartarat 5%, larutan encer campuran asam itakonik 47,5% dan asam tartarat 5%, larutan encer campuran asam maleat 47,5% dan asam tartarat 5%.<sup>9,13</sup>

Reaksi pengerasan SIK terdiri dari tiga fase, yakni fase pelepasan ion, fase hidrogel, dan fase gel poligaram.<sup>9,14</sup> Pelepasan ion terjadi segera setelah kontak antara cairan dan bubuk. Larutan kopolimer poliasam dan akselerator asam tartarik melarutkan bubuk aluminofluorosilikat *glass* dan permukaan terluar dari *glass*. Ion-ion [H<sup>+</sup>] dari poliasam dan asam tartarik menyebabkan pelepasan kation metal seperti [Ca<sup>2+</sup>] dan [Al<sup>3+</sup>] dari permukaan bubuk *glass*. Pada mulanya [Ca<sup>2+</sup>] dan [Al<sup>3+</sup>] bereaksi dengan ion [F<sup>-</sup>] membentuk CaF<sub>2</sub> dan [AlF<sub>2</sub><sup>-</sup>] serta ikatan yang lebih kompleks. Sejalan dengan meningkatnya keasaman, CaF<sub>2</sub> yang tidak stabil terputus dan bereaksi dengan polimer akrilik membentuk kompleks yang lebih stabil.<sup>9,14</sup>

Fase hidrogel dimulai 5–10 menit setelah pencampuran, dan menyebabkan awal pengerasan. Selama fase ini ion kalsium yang bermuatan positif dilepaskan lebih cepat dan bereaksi dengan larutan rantai poliasam polianionik yang bermuatan negatif membentuk ikatan silang ion. Maturasi terjadi selama 24 jam. Selama fase ini, ionomer harus dilindungi dari pengaruh kontaminasi lingkungan (air dan udara).<sup>9,14,15</sup> Dalam hal ini, perlindungan dapat diberikan dengan mengaplikasikan *varnish* atau *bonding agent* setelah aplikasi bahan SIK pada struktur gigi.<sup>16</sup>

Fase gel poligaram terjadi pada saat bahan sudah mengeras seluruhnya, dapat berlangsung selama beberapa bulan. Matriks semen mengalami maturasi pada saat ion [Al<sup>3+</sup>] yang dilepaskan membentuk hidrogel poligaram mengelilingi *filler glass*. Fase ini menghasilkan peningkatan sifat fisik dari SIK.<sup>9,14</sup>

Kelebihan SIK dibandingkan dengan bahan lain, yakni mempunyai koefisien ekspansi termal yang sama dengan struktur

gigi, mempunyai biokompatibilitas dan sifat fisik yang baik serta mudah dimanipulasinya. Karakteristik SIK adalah kemampuannya berikatan secara fisiko-kimia dengan struktur gigi dan merupakan restorasi sewarna gigi yang mudah melepaskan ion flour sehingga dapat mencegah karies.<sup>1,2,7,17</sup>

### Struktur Dentin

Dentin adalah struktur jaringan keras dari kompleks pulpa-dentin yang merupakan bagian terbesar dari gigi, berfungsi melindungi pulpa dan mendukung lapisan email.<sup>12,18-20</sup> Berbeda dengan email, struktur dentin terdiri dari jaringan vital yang berisi sel prosesus odontoblas dan neuron.<sup>19,21</sup> Odontoblas berperan dalam membentuk matriks dentin dan neuron berperan sebagai pengantar informasi sensorik. Komponen utama dari matriks dentin adalah kolagen, memberikan kekenyalan yang dibutuhkan email maupun dentin untuk menahan tekanan pengunyahan.<sup>19</sup>

Gambaran khas dari dentin adalah tubulus dentin yang dibentuk oleh odontoblas. Jaringan ini tidak memiliki sel, dan terkalsifikasi yang disebut *orthodentin*. Matriks *orthodentin* terkalsifikasi menjadi tipe dentin tertentu dipengaruhi oleh lokasi, komposisi matriks, struktur dan pola perkembangannya.<sup>19</sup> Tubulus dentin berisi prosesus odontoblas sebagai penghubung langsung ke pulpa. Diameter tubulus dentin menurun dari 2,5  $\mu\text{m}$  pada sisi pulpa, menjadi 0,8  $\mu\text{m}$  pada *dentino enamel junction* (DEJ). Demikian juga jumlah tubulus dentin menurun dari kira-kira 45000 per  $\text{mm}^2$  di dekat pulpa, menjadi kira-kira 20000 per  $\text{mm}^2$  di dekat DEJ. Tubulus dentin menyebar dari pulpa melalui seluruh ketebalan dentin sehingga dentin mempunyai sifat permeabilitas tinggi.<sup>22</sup>

Daerah dentin yang berdekatan dengan *dentino enamel junction* merupakan dentin yang pertama kali terbentuk dan disebut *mantle dentin*.<sup>19,23,24</sup> Daerah ini paling banyak mengandung serat kolagen. Lapisan di bawah *mantle dentin* adalah *circumpulpal dentin*. Serat kolagen pada lapisan ini memiliki diameter yang lebih kecil dan lebih tidak beraturan dibandingkan di daerah *mantle dentin*. Antara lapisan *circumpulpal dentin* dan *mantle dentin* terdapat lapisan *interglobular dentin*. Lapisan ini terbentuk sebagai hasil mineralisasi awal yang cepat dari dentin.<sup>18,19,23</sup> Dentin yang mengelilingi tubulus di daerah *circumpulpal dentin* mengalami

hipermineralisasi, daerah ini dinamakan *peritubular dentin* atau *intratubular dentin*.<sup>18,19,22,23,25</sup> Sedangkan bagian terkalsifikasi dari jaringan di antara tubulus dentin disebut *intertubular dentin*.<sup>18,24</sup>

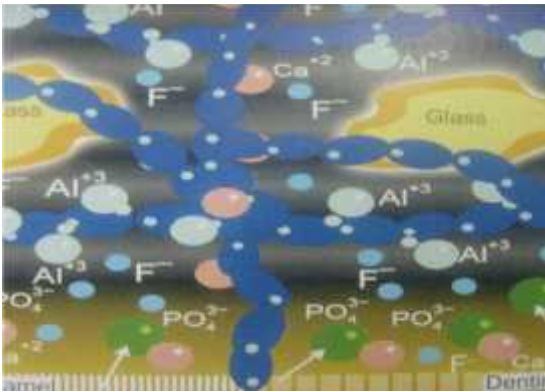
Komposisi dentin berdasarkan berat, bahan anorganik 70%, bahan organik 18% dan air 12%.<sup>21</sup> Kandungan anorganik dentin terutama terdiri dari kristal hidroksiapatit. Juga dijumpai kalsium-fosfat amorf, F, Cu, Fe, dan garam-garam organik seperti karbonat, kalsium fosfat dan sulfat. Kandungan organik dentin terutama terdiri dari kolagen yakni 93%, lemak, glikosaminoglikans, protein, dan asam sitrat.<sup>20</sup> Unsur pokok dentin tidak seimbang distribusinya pada *intertubular* dan *peritubular dentin* maka jaringan dentin ini bersifat heterogen.<sup>21</sup>

### Adhesi Semen Ionomer Kaca dengan Struktur Dentin

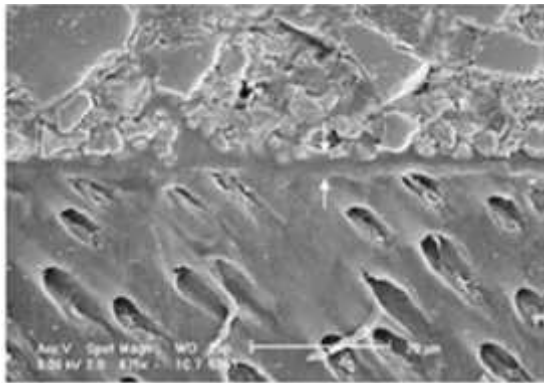
Karakteristik penting dari SIK adalah kemampuannya berikatan secara fisiko-kimia dengan struktur gigi.<sup>1,2,5</sup> Ikatan fisiko-kimia ini terbentuk dengan adanya adhesi antara SIK dan struktur gigi. Adhesi adalah pelekatan satu bahan dengan bahan lainnya. Permukaan bahan yang melekat disebut *adherent*.<sup>12,21,25</sup> Adhesi ini menunjukkan kekuatan atau energi di antara atom-atom atau molekul-molekul pada permukaan yang memegang dua fase bersama-sama.<sup>22</sup>

Mekanisme adhesi pada SIK terjadi berdasarkan difusi dan fenomena adsorpsi.<sup>5,6</sup> Difusi merupakan hasil dari ikatan antara molekul-molekul yang bergerak. Polimer dari masing-masing sisi dari *interface* dapat menyeberangi dan bereaksi dengan molekul-molekul pada sisi yang lain. Pada akhirnya, *interface* akan hilang dan dua bagian akan menjadi satu. *Adsorption* mencakup semua jenis ikatan kimia antara adhesif dan *adherent* termasuk ikatan primer (ikatan ion dan kovalen) dan ikatan sekunder (ikatan hidrogen dan interaksi dipolar).<sup>12,22</sup> Mekanisme adhesi SIK dengan struktur jaringan keras gigi sangat kompleks. Secara sederhana dapat dijelaskan bahwa pada tahap awal terjadi ikatan hidrogen karena adanya interaksi polar antara struktur gigi dan bahan SIK yang baru diaplikasikan. Ikatan hidrogen ini akan digantikan oleh ikatan kimia yang lebih kuat, yakni ikatan ion.<sup>5</sup> Ikatan ion terjadi antara ion-ion karboksil  $[\text{COO}^-]$  dari asam pada bahan SIK dengan ion kalsium  $[\text{Ca}^{2+}]$  pada email dan dentin. Ion

fosfat yang bermuatan negatif [ $\text{PO}_4^{3-}$ ] dan ion kalsium yang bermuatan positif [ $\text{Ca}^{2+}$ ] berpindah dari struktur gigi (hidroksiapatit) dan masuk ke dalam semen, menghasilkan lapisan di antara SIK dan struktur gigi (Gambar 1).<sup>11,26</sup> Lapisan ini dinamakan lapisan pertukaran ion, mempunyai ketebalan beberapa mikrometer (Gambar 2). Lapisan pertukaran ion ini berisi ion-ion kalsium dan fosfat dari struktur gigi dan ion-ion aluminium, silika, fluor, kalsium, dan strontium dari SIK.<sup>8</sup>



Gambar 1. Diagram sistem pertukaran ion pada adhesi SIK ke struktur gigi (email dan dentin).<sup>11</sup>



Gambar 2. Lapisan pertukaran ion yang terbentuk di antara SIK dan struktur gigi.<sup>8</sup>

Adhesi yang terjadi antara SIK dengan struktur gigi merupakan fenomena yang dinamis karena poliasam pada SIK bersifat *hidrofilik* dan dapat mempertahankan ikatan dengan adanya kelembapan sehingga pada kondisi klinis, terputusnya satu ikatan tidak menyebabkan kegagalan karena ikatan dapat terbentuk kembali. Ini berarti bahwa meskipun kekuatan ikatan SIK secara *in vitro* lebih rendah bila dibandingkan dengan teknik *bonding* resin, tetapi SIK lebih dapat bertahan lama dalam situasi klinis.<sup>6,14</sup>

Hubungan interfasial yang baik sangat diperlukan untuk adhesi.<sup>17</sup> Persyaratan penting untuk mendapatkan hubungan interfasial yang baik adalah kedua bahan yang berikatan harus berkontak rapat.<sup>12,22,27</sup> Di samping kontak yang rapat, pembasahan (*wetting*) bahan adhesif yang cukup hanya akan diperoleh bila tegangan permukaan bahan adhesif lebih rendah dari energi permukaan bebas dari struktur gigi.<sup>12,22</sup> Energi permukaan atau tegangan permukaan adalah energi yang dimiliki oleh atom dan molekul yang berada pada permukaan zat padat atau cairan.<sup>25</sup> Sedangkan pembasahan adalah istilah yang menunjukkan derajat penyebaran dari suatu tetapan cairan pada permukaan benda padat.<sup>21,25,27</sup>

Menurut teori *wetting* dan energi bebas permukaan, adhesi email lebih mudah dicapai daripada adhesi ke dentin. Hal ini disebabkan oleh karena kandungan utama email, yakni hidroksiapatit, memiliki energi permukaan yang tinggi, sementara dentin terdiri dari dua material yang berbeda, yakni hidroksiapatit dan kolagen yang mempunyai energi permukaan yang rendah. Secara struktural yang lebih penting untuk adhesi adalah volume yang ditempati oleh komponen dentin, yakni bahan organik (25%) dan air (25%) yang perbandingan keduanya sama dengan bahan anorganik (50%). Unsur pokok dentin juga tidak seimbang distribusinya pada *intertubular* dan *peritubular dentin* sehingga jaringan dentin ini heterogen, sedangkan email homogen dalam struktur dan komposisinya. Komposisi email yang matang berdasarkan volumenya, bahan anorganik (86%), bahan organik (2%), dan air (12%).<sup>22</sup>

### Kondisioner

Kondisioner dapat didefinisikan sebagai suatu bahan (biasanya berupa bahan asam) yang digunakan untuk pengondisian permukaan email/ dentin yang bertujuan mengangkat *smear layer* dan pada konsentrasi tertentu dapat menstimulasi demineralisasi permukaan email atau dentin. *Smear layer* sendiri didefinisikan sebagai debri, kalsifikasi alami yang dihasilkan dari instrumentasi dentin, email atau sementum, atau merupakan kotoran (bahan kontaminasi) yang menghalangi interaksi bahan restorasi dengan struktur gigi.<sup>22</sup> Istilah kondisioner digunakan untuk membedakan dari teknik etsa yang digunakan untuk *bonding* resin komposit ke

email.<sup>14,17</sup> Tujuan penggunaan kondisioner pada restorasi SIK adalah untuk mengangkat *smear layer* dan bahan-bahan yang mengontaminasi (seperti pelikel organik saliva, plak, darah) yang dapat mengurangi kekuatan ikatan antara SIK dengan struktur gigi.<sup>6,29</sup> Banyak penelitian menunjukkan bahwa penggunaan kondisioner menyebabkan peningkatan kekuatan ikatan, terutama untuk dentin.<sup>17,29</sup>

Dalam rongga mulut, permukaan gigi terkontaminasi oleh suatu pelikel organik saliva dengan tegangan permukaan sekitar 28 dynes/cm yang menghalangi kelembapan yang adhesif. Demikian juga instrumentasi dari struktur gigi selama preparasi kavitas menghasilkan *smear layer* dengan energi permukaan bebas yang rendah, mengurangi adhesi antara bahan adhesif dan struktur gigi.<sup>22</sup> Morfologi, komposisi, dan ketebalan *smear layer* ditentukan perluasan besarnya oleh tipe instrumen yang digunakan, metode irigasi yang digunakan, dan sisi dentin yang dibentuk (Gambar 3).<sup>11,22,26</sup> Komposisi *smear layer* ini mencerminkan struktur dari dentin di bawahnya, terutama berisi hancuran dari hidroksiapatit dan kolagen yang telah mengalami perubahan, bercampur dengan saliva, bakteri, dan debris permukaan lainnya hasil pengasahan. Ketebalan *smear layer* bervariasi dari 0,5–5,0  $\mu\text{m}$ .



Gambar 3. *Smear layer* pada permukaan dentin yang dipreparasi (pembesaran 800x).<sup>11</sup>

*Smear layer* menutupi tubulus dentin dengan pembentukan *smear plug*. *Smear layer* ini *porous* dan dapat ditembus melalui saluran submikron sehingga memungkinkan cairan dentin lewat.<sup>12</sup> Meskipun demikian, adanya *smear layer* ini menyebabkan penurunan permeabilitas dentin sebesar 86%. *Smear layer* juga mempunyai pengaruh yang besar pada

ikatan adhesi yang terbentuk antara gigi dan bahan restorasi. Oleh karena itu, permukaan gigi harus dibersihkan dan sebelumnya dilakukan perlakuan awal untuk meningkatkan energi permukaan bebas sehingga pelekatnya lebih mudah.<sup>22</sup> Kekuatan ikatan antara SIK dengan struktur gigi bergantung kepada bahan yang digunakan sebagai kondisioner, konsentrasi kondisioner, durasi aplikasi kondisioner, dan metode aplikasi kondisioner.<sup>6,17</sup> Ada dua tipe kondisioner yang beredar dan dapat digunakan, yaitu yang pertama asam kuat (asam fosfat dan asam sitrat). Asam ini memecahkan lapisan debris (*smear layer*) pada dentin dan membuka tubulus dentin. Asam lainnya adalah asam maleat 10% yang digunakan untuk melarutkan jaringan organik dan anorganik, tetapi kurang kuat dibandingkan asam fosfat dan asam sitrat. Tipe kondisioner yang kedua adalah asam lemah (seperti asam poliakrilat) yang digunakan hanya untuk melarutkan *smear layer* tanpa mendemineralisasi dentin.<sup>25</sup> Asam kuat bukan merupakan kondisioner yang baik untuk SIK karena menyebabkan pelepasan kalsium yang diperlukan dalam adhesi SIK dengan struktur gigi.<sup>14</sup> Efek demineralisasi pada dentin yang dihasilkan oleh asam kuat yang diaplikasikan pada dentin juga dapat menyebabkan melebarnya tubulus dentin sehingga bakteri dapat masuk dan menyebabkan inflamasi.<sup>17</sup>

Mount (1984) menganjurkan bahwa kondisioner yang ideal harus memenuhi syarat-syarat sebagai berikut: isotonik, mempunyai pH antara 5,5–8,0, tidak toksik terhadap dentin, pulpa dan jaringan gingiva, sesuai dengan sifat kimia dari semen, larut dalam air dan mudah dihilangkan/ diangkat, secara kimia tidak mendemineralisasi email dan dentin, dan dapat meningkatkan ikatan secara kimia.<sup>17</sup> Penelitian terhadap asam sitrat, asam poliakrilat, asam tannat, dan dodisin, ditemukan bahwa kekuatan ikatan SIK terhadap struktur gigi yang terbaik adalah pada penggunaan asam poliakrilat sebagai kondisioner.<sup>17</sup> Ada dua keuntungan tambahan bila digunakan asam poliakrilat ini sebagai kondisioner dentin. Pertama karena asamnya sama dengan yang digunakan untuk SIK sendiri maka bila terdapat sedikit sisa cairan asam poliakrilat tidak akan mempengaruhi reaksi pengerasan. Kedua, asam poliakrilat ini akan meningkatkan energi permukaan struktur gigi sehingga meningkatkan kelembapan

permukaan gigi terhadap semen dan mengaktifkan ion-ion kalsium dan fosfat dalam struktur gigi sehingga struktur gigi lebih memungkinkan mengalami pertukaran ion dengan SIK.<sup>6,7</sup>

Penggunaan asam poliakrilat secara klinis sebagai kondisioner pada permukaan kavitas dapat dilakukan dengan mengaplikasikan asam poliakrilat 10% dalam waktu yang relatif singkat. Asam poliakrilat merupakan asam yang relatif lemah yang melarutkan *smear layer* dan bila dibiarkan lebih dari 20 detik kemungkinan terjadi demineralisasi dentin dan email yang masih tersisa dan membuka tubulus dentin. Untuk mendapatkan ikatan yang baik antara SIK terhadap struktur email dan dentin gigi tetap, *smear layer* dan bahan kontaminasi pada permukaan dapat dihilangkan dengan asam poliakrilat 10% selama 10–15 detik, diirigasi dengan air, dikeringkan dengan tekanan udara ringan, tidak terlalu kering serta aplikasi bahan SIK.<sup>6</sup>

## KESIMPULAN

SIK merupakan bahan restorasi yang banyak digunakan dalam bidang kedokteran gigi anak karena mempunyai banyak kelebihan, di antaranya adalah kemampuannya melepaskan fluor dalam waktu yang relatif panjang dan manipulasinya yang mudah serta memerlukan waktu yang relatif singkat. SIK juga mempunyai kemampuan untuk berikatan secara fisiko-kimia dengan struktur gigi sehingga tidak diperlukan preparasi kavitas yang banyak.

Mekanisme adhesi SIK dengan struktur gigi terjadi berdasarkan difusi dan fenomena *adsorption*. Terjadi pertukaran ion-ion dari bahan SIK dan struktur gigi serta pembentukan lapisan yang kaya ion, disebut "lapisan pertukaran ion" yang berada di antara SIK dan struktur gigi. Adhesi SIK dengan struktur gigi dapat ditingkatkan dengan penggunaan bahan kondisioner sebelum melakukan restorasi dengan bahan SIK.

Penggunaan kondisioner pada SIK akan mengangkat *smear layer* dan bahan-bahan lainnya yang mengontaminasi serta meningkatkan energi permukaan struktur gigi. Peningkatan energi permukaan struktur gigi ini akan menyebabkan kelembapan permukaan gigi meningkat terhadap semen dan mengaktifkan ion-ion kalsium dan fosfat dalam struktur gigi sehingga struktur gigi lebih

memungkinkan mengalami pertukaran ion dengan SIK. Pada perkembangannya banyak macam kondisioner yang dapat digunakan dan pemilihan bahan kondisioner yang digunakan harus sesuai dengan syarat-syarat kondisioner yang ideal.

## DAFTAR PUSTAKA

1. Sutadi H. Penggunaan *Glass Ionomer Cement* dalam Ilmu Kesehatan Gigi Anak. *Naskah Lengkap Kursus Penyegar dan Penambah Ilmu Kedokteran Gigi Anak* 1988;**8**:302–309.
2. Suwelo IS. Penggunaan Bahan Sewarna Gigi untuk Pencegahan Karies dan Restorasi Gigi Anak. *JKG UI* 1995;**3(2)**:33–39.
3. Croll TP. Glass Ionomers for Infants, Children, and Adolescents. *J Am Dent Assoc* 1990;**12(1)**:65–68.
4. Cho S, Cheng AC. A Review of Glass Ionomer Restorations in The Primary Dentition. *J Can Dent Assoc* 1999;**65**:491–495.
5. Tanumiharja M, Burrow MF, Cimmino A, Tyas MJ. The Evaluation of Four Conditioner for Glass Ionomer Cement Using Field-Emission Scanning Electron Microscopy. *J Dent* 2001;**29**:131–138.
6. Mount GJ. *An Atlas of Glass-Ionomer Cements: A Clinician's Guide*. 3<sup>th</sup> Ed. United Kingdom: Martin Dunitz. 2002:28–33,109.
7. Davidson CL, Mjor IA. *Advance in Glass-Ionomer Cement*. Chicago: Quintessence Publ Co. 1999: 1–5,13,18–29,31,33,46–48,121–126,201–222.
8. Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive Restorative Materials: A Review. *J Austr Dent* 2004;**49(3)**:112–121.
9. Katsuyama S, Ishikawa T, Fujii B. *Glass Ionomer Dental Cement – The Materials and Their Clinical Use*. St Louis: Ishiyaku Euro America. 1993: 47,49.
10. Abate PF, Bertacchini SM, Polack MA, Macchi RL. Adhesion of A Compomer to Dental Structures. *Quintessence Int* 1997;**28**:509–512.
11. Mount GJ, Hume WR. *Preservation and Restoration of Tooth Structure*. London: Knowledge Multimedia. 2005: 6–7,147–148,163–164,173–180,184–186.
12. Robertson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevan's Art and Science of Operative*

- Dentistry*. 4<sup>th</sup> Ed. St Louis: Mosby Co. 2002: 28,207–211,256.
13. McCabe JF. *Applied Dental Material*. 8<sup>th</sup> Ed. London: Blackwell Scientific Publ. 1998; 202–207.
  14. Albers HF. *Tooth-Colored Restoratives: Principles and Techniques*. 9<sup>th</sup> Ed. London: BC Decker Inc. 2002; 46–47.
  15. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental Material Properties and Manipulation*. 7<sup>th</sup> Ed. St Louis: Mosby Co. 2000; 118–119.
  16. Frankenberger R, Sindel J, Kramer N. Viscous Glass Ionomer Cement: A New Alternative to Amalgam in Primary Dentition? *Quint Int* 1997;**28(10)**:667–675.
  17. Wilson AD, McLean JW. *Glass-Ionomer Cement*. West German: Quintessence Publ.1988; 83–91.
  18. Nanci A. *Ten Cate's Oral Histology Development, Structure, and Function*. 6<sup>th</sup> Ed. St Louis: Mosby Co. 2003: 145–151,192–194,205,207–208,210,213.
  19. Avery JK. *Oral and Development and Histology*. 2<sup>nd</sup> Ed. New York: Thieme Medical Publishers Inc. 1994: 228,242–245.
  20. Mjor IA, Fejerskov O. *Embriologi dan Histologi Rongga Mulut*. Alih bahasa: Siregar F. Jakarta: Widya Medika. 1991: 56–57,81–92.
  21. Brand RW, Isselhard DE. *Anatomy of Orofacial Structures*. 6<sup>th</sup> Ed. St Louis: Mosby. 1998: 69–70,75.
  22. Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. Chicago: Quintessence Publ. 1996: 142–143,145–146,149.
  23. Avery JK. *Essentials of Oral Histology and Embryology: A Clinical Approach*. St Louis: Mosby. 1992: 84–85,93–95,98.
  24. Ferguson DB. *Oral Bioscience*. Edinburg: Churchill Livingstone. 1999: 24–33,38–40.
  25. O'Brien WJ. *Dental Material and Their Selection*. 2<sup>nd</sup> Ed. Chicago: Quintessence Publ Co. 1997: 39–40,43,45.
  26. Roulet JF, Degrange M. *Adhesion: The Silent Revolution in Dentistry*. London: Quintessence Publ Co. 2000; 29–37.
  27. Phillips RW, Moore BK. *Element of Dental Materials*. 5<sup>th</sup> Ed. Philadelphia: WB Saunders Co. 1994: 16–18,21.
  28. Glasspoole EA, Erickson RL, Davidson CL. Effect of Surface Treatment on The Bond Strength of Glass Ionomer to Enamel. *Dent Mat* 2002;**18**:454–462.
  29. Thean HPY, Mok BYY, Chew CL. Bond Strength of Glass Ionomer Restoratives to Primary vs Permanent Dentin. *J Dent Child* 2000;112–116.