

BAB 2

GAMBARAN UMUM KABUPATEN BIREUEN NAD

2.1. Letak Geografis

Kabupaten Bireuen merupakan salah satu dari 28 kabupaten yang ada di provinsi Nanggroe Aceh Darussalam, merupakan hasil pemekaran dari Kabupaten Aceh Utara melalui Undang-undang No.48 tahun 1999 tanggal 12 Oktober 1999. Luas Wilayahnya 1.901,21 km² (190.121 Ha) terdiri atas 17 Kecamatan, 69 pemukiman, dan 583 gampong (desa).⁶

Kabupaten Bireuen terletak pada garis 4⁰-54⁰, 18⁰ Lintang Utara dan 96⁰.20⁰-97⁰.21⁰ Bujur Timur, dengan batas-batas wilayah :

- a. Sebelah Utara dengan Selat Malaka
- b. Sebelah Selatan dengan kabupaten Bener Meriah
- c. Sebelah Timur dengan kabupaten Aceh Utara
- d. Sebelah Barat dengan Kabupaten Pidie

Topografi Kabupaten Bireuen terdiri dari pantai dengan dataran rendah di sebelah Utara dan daerah pegunungan di sebelah selatan. Luas tanah menurut penggunaannya terdiri dari 17.172 Ha perkampungan, 22.948 Ha persawahan, 34.013 Ha tegalan, 37.994 Ha perkebunan rakyat, 5.194 Ha tambak, 5.952 Ha berupa semak/ alang-alang, 4.642 Ha hutan belukar, 32.286 Ha tebat, 2.072 Ha kebun campuran, 965 Ha perkebunan besar, 564 Ha danau dan rawa.⁶

Kabupaten Bireuen dilalui oleh 6 buah sungai, yaitu : Krueng Samalanga, Krueng Pandrah, Krueng Jeunib, Krueng Nalan, Krueng Peudada dan Krueng Peusangan yang semuanya bermuara di Selat Malaka. Di kabupaten Bireuen juga terdapat 4 dataran tinggi atau pegunungan yaitu Gunong Ujong, Gunong Panyang, Gunong Kareueng, dan Gunong Batee.⁶

2.2. Kependudukan

a. Jumlah Penduduk

Jumlah penduduk Kabupaten Bireuen pada tahun 2005 adalah 351,835 jiwa, sedangkan pada tahun 2006 berjumlah 377.715 jiwa yang terdiri atas 182.756 laki-laki dan 194.959 perempuan. Pertambahan jumlah penduduk dari tahun 2000-2006 terjadi peningkatan sekitar 3% pertahun yang merupakan catatan pada tahun 2006.⁶

b. Sebaran Penduduk

Bila dilihat tingkat kepadatan penduduk perkecamatan di Kabupaten Bireuen, tercatat bahwa Kecamatan terpadat penduduknya adalah Kecamatan Peusangan meliputi 43.623 jiwa dan Kecamatan Kota Juang 43.533 jiwa, sedangkan jumlah penduduk terendah terdapat di Kecamatan Pandrah 8.623 jiwa dan Kecamatan Siblah Krueng 10.167 jiwa.⁶

c. Luas Kabupaten Bireuen

Luas Kabupaten Bireuen adalah 194,864 km². Dari data perkecamatan yang terluas adalah Kecamatan Peudada yaitu 39,132 km² dan kecamatan yang terkecil luas wilayahnya adalah Kecamatan Peusangan Siblah Krueng yaitu 7.563 km².⁶

d. Pemanfaatan Fasilitas Kesehatan

Puskesmas merupakan fasilitas kesehatan yang paling banyak dikunjungi masyarakat di Kabupaten Bireuen.

Jumlah kunjungan pasien di Puskesmas dan Rumah sakit Daerah Kabupaten Bireuen tahun 2006 dapat dilihat pada Tabel 1 berikut :

Tabel 2.1 Jumlah Pasien Yang Menggunakan Fasilitas Kesehatan Di Kabupaten Bireuen

No	Fasilitas Kesehatan	Rawat Jalan	Rawat Inap
1.	Puskesmas Samalanga	29.166	561
2.	Puskesmas Simpang Mamplam	13. 872	-
3.	Puskesmas Cot Geulungku	20.933	-
4.	Puskesmas Jeunib	23.848	-
5.	Puskesmas Plimbang	17.280	-
6.	Puskesmas Peudada	14.815	130
7.	Puskesmas Jeumpa	14.585	-
8.	Puskesmas Kota Juang	-	-
9.	Puskesmas Kuala	3.789	-
10.	Puskesmas Juli Teupin Mane	13.458	-
11.	Puskesmas Peusangan	16.529	923

12.	Puskesmas Ulee Jalan	28.821	-
13.	Puskesmas Lueng Daneuen	27.289	-
14.	Puskesmas Jangka	18.536	-
15.	Puskesmas Kuta Blang	17.194	-
16.	Puskesmas Makmur	16.169	-
17.	Puskesmas Gandapura	32.051	1.147
18.	Rumah Sakit Umum dr. Fauziah	83.162	5.775
JUMLAH		391.497	8.536

Sumber : Profil Kabupaten Bireuen Tahun 2006. Bireuen. Dinas Kesehatan Kabupaten Bireuen. 2007. Halaman 21-2

e. Tenaga Kesehatan

Secara umum jumlah tenaga kerja non PTT dan honorer di bidang kesehatan Kabupaten Bireuen tahun 2006 dapat dilihat pada table berikut :

Tabel 2.2 Tenaga kesehatan yang bekerja di Kabupaten Bireuen

No.	Tenaga Kesehatan	Jumlah
1.	Dokter Spesialis	10
2.	Dokter Umum	39
3.	Dokter Gigi	7
4.	Apoteker / Ass Apoteker	36
5.	Perawat / Bidan	221
6.	D.III Perawat / Bidan	152
7.	Bidan Desa	450
8.	D.I / D.III Gizi	23
9.	D.I / D.III Sanitasi	33
10.	Sarjana Kesehatan Masyarakat	35
11.	Sarjana Keperawatan	5
12.	Analisis Laboratorium	20
13.	Penata Rontgen	2
14.	Penata Anestesi	2

15.	Fisioterapis	6
16.	Tenaga Elektromedik	3
17.	D.III Refleksi Optikal	0
18.	Pekarya Kesehatan	9
19.	Tenaga Rekam Medis	1
JUMLAH		1054

Sumber : Profil Kabupaten Bireuen Tahun 2006. Bireuen. Dinas Kesehatan Kabupaten Bireuen. 2007. Halaman 23

Berdasarkan tabel 2.2 diatas dapat dikatakan bahwa jumlah tenaga kesehatan di Kabupaten Bireuen masih belum memadai, hal itu berdampak pada distribusinya yang belum cukup merata, sehingga menyebabkan kelangkaan tenaga kesehatan di beberapa tempat di wilayah Kabupaten Bireuen. Akibatnya pelayanan kesehatan kepada masyarakat masih mengalami keterbatasan.⁶

f. Sarana Kesehatan

Situasi sarana kesehatan Puskesmas, Puskesmas Pembantu, Polindes dan Posyandu di Kabupaten Bireun tahun 2006 dapat dilihat pada tabel di bawah ini :

Tabel 2.3 Macam sarana kesehatan di Kabupaten Bireuen tahun 2006

No.	Sarana Kesehatan	Jumlah
1.	Puskesmas Rawat Inap	5
2.	Pskesmas Non Rawat Inap	12
3.	Puskesmas Pembantu	37
4.	Puskesmas Keliling Roda Empat	43
5.	Polindes	62
6.	Posyandu	586
7.	Poskestren	17
JUMLAH		762

Sumber : Profil Kabupaten Bireuen Tahun 2006. Bireuen. Dinas Kesehatan Kabupaten Bireuen. 2007. Halaman 2

Kabupaten Bireuen memiliki 17 Puskesmas dimana setiap kecamatan memiliki 1 Puskesmas, baik itu puskesmas yang mempunyai fasilitas rawat inap maupun tidak. Puskesmas rawat inap terdapat di Kecamatan Samalanga, Kecamatan Jeunieb, Kecamatan Peudada, Kecamatan Peusangan, dan Kecamatan Gandapura. Sedangkan Puskesmas non rawat inap terdapat di Kecamatan Simpang Mamplam, Kecamatan Pandrah, Kecamatan Plimbang, Kecamatan Jeumpa, Kecamatan Kuala, Kecamatan Kota Juang, Kecamatan Juli Teupin Mane, Kecamatan Peusangan Selatan, Kecamatan Siblah Krueng, Kecamatan Jangka, Kecamatan Kuta Blang, dan Kecamatan Makmur.⁶

Puskesmas di Kabupaten Bireuen melayani kurang lebih 22.222 penduduk. Berdasarkan ratio kecukupan jumlah puskesmas secara nasional sebesar 28.000 penduduk per puskesmas berarti ketersediaan Puskesmas di Kabupaten Bireun cukup memadai.⁶

Setiap Puskesmas di Kabupaten Bireun dapat dikatakan bahwa rata-rata telah memiliki jaringan pelayanan sebanyak dua buah puskesmas pembantu, namun masih ada juga puskesmas yang hanya memiliki satu puskesmas pembantu. Hal ini disebabkan letak puskesmas pembantu yang tidak proporsional.⁶

Rata-rata setiap puskesmas telah membina sebanyak 34 sampai 55 posyandu. Dan di setiap puskesmas ada yang memiliki 2 sarana penunjang dikenal dengan puskesmas keliling (Pusling). Dari 3 sarana pusling yang ada di Kabupaten Bireuen selain digunakan sebagai kendaraan operasional Puskesmas, juga berfungsi sebagai kendaraan operasional di Dinas Kesehatan, sedangkan sisanya kendaraan yang ada dalam kondisi kurang layak pakai atau rusak.⁶

BAB 3

TINJAUAN PUSTAKA

3.1 Bahan restorasi

Bahan restorasi merupakan suatu bahan yang banyak digunakan dalam bidang kedokteran gigi untuk memperbaiki dan merestorasi struktur gigi yang rusak. Adapun yang menyebabkan rusaknya struktur gigi dan memerlukan perbaikan yakni karies, aus akibat pemakaian, trauma dan kelainan pertumbuhan.¹

Diantara penyebab kerusakan struktur gigi seperti dikatakan di atas, karies merupakan penyebab penyakit gigi dengan prevalensi tertinggi. Karies merupakan suatu penyakit yang mengenai struktur jaringan keras gigi yang ditandai dengan kerusakan pada email, dentin, serta sementum sehingga terbentuk suatu kavitas (Kerr dan Ash, 1960).³ Ada empat faktor penting yang dapat menimbulkan karies yakni plak gigi, karbohidrat yang sesuai (terutama gula), permukaan gigi yang rentan, dan waktu. Keempat faktor ini bekerjasama sebagai berikut. Beberapa macam bakteri yang ada dalam *plak* mempunyai kemampuan untuk melakukan fermentasi *substrat karbohidrat dalam makanan* yang sesuai (misalnya glukosa dan sukrosa) sehingga membentuk asam dan mengakibatkan turunnya pH di dalam rongga mulut sampai di bawah 5 atau 4,5 dalam tempo 1-3 menit. Yang lebih parah lagi, plak tersebut tetap dalam keadaan asam untuk beberapa waktu. Untuk kembali ke pH yang normal pada kisaran 6-7, diperlukan waktu sekitar 30-60 menit. Turunnya pH yang berulang-ulang dalam *waktu* tertentu akan mengakibatkan terjadinya demineralisasi pada *permukaan gigi yang rentan*, dan proses kariespun mulai terjadi. Jika keempat faktor itu ada, maka proses karies akan terjadi.¹

Karies ditandai dengan adanya demineralisasi mineral-mineral yang terkadang dalam email dan dentin, diikuti oleh kerusakan bahan-bahan organiknya. Ketika kerusakan makin mendekati pulpa, karies akan menimbulkan perubahan-perubahan dalam bentuk dentin reaksioner dan terjadi pulpitis (disertai dengan rasa nyeri) dan bisa berakibat terjadinya invasi bakteri dan akhirnya terjadi kematian pulpa. Jaringan pulpa mati yang terinfeksi ini selanjutnya akan menyebabkan terjadinya perubahan di jaringan periapiks (disekitar akar). Sebaliknya, pada tahap awal, penyakit bisa dihentikan karena remineralisasi bisa terjadi. Selain itu, penyakit bisa dihilangkan dan dicegah seluruhnya dengan tindakan yang relatif sederhana.

Ada empat pendekatan yang dapat diambil dalam penanggulangan karies yakni mencoba menghentikan penyakit dengan upaya-upaya preventif; kedua dengan cara membuang jaringan karies dan dilakukan restorasi gigi yang rusak (tindakan operatif); ketiga gabungan keduanya, atau dengan cara pencabutan gigi.¹

Dari cara penanggulangan karies di atas yang paling banyak dilaksanakan adalah dengan membuang jaringan karies dan merestorasinya. Dalam merestorasi gigi dokter gigi tidak dapat hanya memperhatikan restorasi dari sebuah gigi saja tetapi dokter gigi perlu juga mempertimbangkan efek restorasi tersebut terhadap gigi geligi didekatnya dan gigi antagonisnya serta efek gigi geligi tersebut terhadap restorasi itu sendiri. Untuk itu dokter gigi harus mengenal jenis-jenis bahan restorasi serta sifat klinis dan biologis dari bahan-bahan restorasi yang digunakan.¹

Secara garis besar bahan restorasi gigi dapat dibedakan menjadi: ^{1,2,3,4,5,7}

1. Bahan plastis
 - a. Amalgam
 - b. Komposit resin
 - c. Silikat
 - d. Glass Ionomer Cement (GIC)
2. Bahan non plastis (dari bahan kaku)
 - a. Inlay
 - b. Onlay
 - c. Mahkota full veneer
 - d. Mahkota logam-porselen
 - e. Mahkota jaket porselen.

Bahan restorasi rigid bisa dibuat dengan teknik direk dan indirek. Restorasi indirek dapat dibagi lagi menjadi restorasi intrakorona dan ekstrakorona. Yang termasuk dalam restorasi intrakorona adalah *inlay*, sedangkan restorasi ekstrakorona adalah *mahkota full veneer*.¹

Tujuan restorasi gigi tidak hanya membuang penyakit dan mencegah timbulnya kembali karies, tetapi juga dalam rangka mengembalikan fungsi gigi geligi. Bahan-bahan restorasi yang ideal pada saat ini masih belum ada meskipun berbagai penemuan bahan restorasi yang berkembang dengan pesat. Untuk dapat diterima secara klinis, dokter gigi harus mengetahui sifat-sifat bahan yang akan dipakai

sehingga jika bahan-bahan baru keluar di pasaran, kita dapat segera mengenali kebaikan dan keburukan dibanding dengan bahan yang lama. Dua sifat yang sangat penting dan harus dimiliki oleh bahan restorasi adalah harus mudah digunakan serta tahan lama dalam penggunaannya didalam rongga mulut. Sedangkan sifat-sifat yang lainnya yang diperlukan adalah :⁴

1. Kekuatan tarik (tensil) yang cukup.
2. Tidak larut dan tidak mengalami korosi dalam lingkungan mulut.
3. Sifat eksotermisnya rendah dan perubahan volume selama pengerasannya dapat diabaikan.
4. Tidak bersifat toksik dan tidak mengiritasi terhadap jaringan pulpa serta gingiva.
5. Mudah dibentuk dan dipoles.
6. Derajat keausannya sama dengan email.
7. Mampu melindungi jaringan gigi sekitar dari serangan karies sekunder.
8. Koefisien muai termalnya sama dengan email dan dentin.
9. Difusi termiknya sama dengan pada email dan dentin.
10. Penyerapan airnya rendah.
11. Adhesif terhadap jaringan gigi.
12. Radio opak.
13. Warna translusensinya sama dengan warna email.
14. Tahan lama dalam penyimpanan.
15. Biaya yang terjangkau masyarakat banyak.

3.2 Kelebihan dan Kekurangan Masing-masing Bahan Restorasi Plastis

3.2.1 Amalgam

Amalgam merupakan bahan yang paling banyak digunakan oleh dokter gigi, khususnya untuk restorasi gigi posterior. Kelemahan utama amalgam terletak pada warnanya dan tidak adanya adhesi terhadap jaringan gigi. Walaupun sifat fisik dan kimia bahan restorasi amalgam sebagian besar telah memenuhi persyaratan ADA specification no.1, perlekatannya dengan jaringan dentin gigi secara makromekanik

seperti *retention and resistance form*, dan *undercut* tidak dapat melekat secara kimia.⁴

Prinsip *retention and resistance form* (berupa pembentukan *dove tail*, *box form* dan *retention groove*) pada lesi karies daerah interproksimal, selain mengangkat jaringan karies juga mengangkat jaringan yang sehat untuk memperoleh retensi pada kavitas. Pada kavitas kelas II dengan dibuat isthmus dan garis sudut bagian dalam yang lebar, akan melemahkan kekuatan terhadap beban kunyah. Akibatnya, pasien banyak yang mengeluh karena seringkali terjadinya fraktur pada restorasi kelas II, baik untuk tumpatan jenis MO (Mesial - Oklusal), DO (Distal - Oklusal), maupun MOD (Mesial - Oklusal - Distal).⁴

Restorasi amalgam dapat bertahan lama bila dibandingkan dengan bahan restorasi lain. Amalgam tidak begitu mahal dan sampai tingkat tertentu kesalahan dalam manipulasi masih dapat menghasilkan tumpatan yang cukup baik. Jika dibuat oleh operator yang trampil dan lingkungannya mendukung, bahan restorasi ini dapat tahan lama dan umur kliniknya rata-rata 5 tahun. Amalgam cenderung mudah terjadi korosi di dalam lingkungan mulut karena strukturnya yang heterogen, permukaannya yang kasar, dan adanya lapisan senyawa oksida yang tidak sempurna. Amalgam memerlukan beberapa jam untuk mencapai kekerasan yang penuh. Jika keadaan ini telah dicapai, maka kekuatan kompresinya akan menyamai dentin.⁴

3.2.2 Komposit Resin

Generasi komposit resin yang kini beredar mulai dikenal di akhir tahun 1960. Sejak itu, komposit resin merupakan bahan restorasi anterior yang banyak dipakai karena pemakaiannya mudah, warnanya baik, dan mempunyai sifat fisik yang lebih baik dibandingkan dari bahan restorasi lain. Sejak akhir tahun 1960 tersebut, perubahan komposisi dan pengembangan formulasi kimianya relatif sedikit. Bahan yang terlebih dulu diciptakan adalah bahan yang sifatnya autopolimerisasi, sedangkan bahan yang lebih baru adalah bahan yang polimerisasinya dibantu dengan sinar. Resin komposit mempunyai derajat translusensi yang tinggi. Warnanya tergantung pada macam serta ukuran partikel dan warna tertentu yang dipilih oleh pabrik pembuatnya, mengingat resin itu sendiri sebenarnya bersifat transparan.⁴

Dalam jangka panjang, warna restorasi resin komposit dapat bertahan cukup baik. Biokompabilitas resin komposit kurang baik jika dibandingkan dengan bahan restorasi glass ionomer cement (GIC), karena komposit resin merupakan bahan yang iritasi terhadap jaringan pulpa jika pulpa tidak dilindungi oleh bahan pelapis. Agar pulpa terhindar dari kerusakan, dinding dentin harus dilapisi oleh semen pelapis yang sesuai, sedangkan teknik etsa untuk memperoleh bonding mekanis hanya dilakukan di jaringan email bagian tepi.⁴

3.2.3 Semen Silikat

Semen yang didasari oleh terbentuknya reaksi antara bubuk kaca silikat dengan asam telah digunakan di kedokteran gigi sejak lebih dari 100 tahun yang lalu. Warnanya sesuai dengan warna gigi dan cocok digunakan untuk restorasi gigi anterior. Akan tetapi, karena kekuatannya kurang baik dan sangat getas, maka bahan ini tidak dapat digunakan untuk restorasi pada sudut insisal dan permukaan oklusal gigi posterior. Di samping itu, semen ini mudah larut terhadap asam yang terbentuk dalam plak yang melekat di atasnya. Saat ini, semen silikat oleh dokter gigi mulai jarang digunakan karena banyak kekurangannya.⁴

3.2.4 Glass Ionomer Cement (GIC)

Sebelum ditemukan semen glass ionomer oleh Wilson dan Kent pada 1972, semen silikat merupakan bahan restorasi plastis anterior yang paling banyak digunakan. Di samping itu, resin komposit juga telah berkembang dengan pesat sehingga menjadi bahan restorasi plastis anterior yang paling banyak dipakai sampai sekarang. Walaupun demikian, pemakaian semen glass ionomer tetap meningkat, khususnya karena bahan ini mempunyai sifat adhesi ke dentin dan email. Sejak pertama kali diperkenalkan, bahan ini dapat diperoleh dalam tipe yang mengeras lebih cepat, tidak mudah larut, lebih translusens, dan estetikanya dapat diterima.⁴

Semen glass ionomer terbentuk karena ada reaksi antara bubuk kaca alumino-silikat yang khusus dibuat dengan cairan asam poliakrilat. Setelah tercampur, pasta semen ini dapat ditumpatkan ke kavitas pada saat bahan masih belum mengeras. Semen glass ionomer yang berisi logam perak sebagai penguat dalam bubuknya telah

dikembangkan serta dikenal dalam nama generiknya, yaitu Cermet. Semen semacam ini mempunyai daya tahan terhadap abrasi dan keradiopaknya, sehingga dapat digunakan pada gigi posterior. Walaupun demikian, penggunaannya hanya pada kavitas yang masih terlindung, karena semen ini tidak sekuat amalgam. Keunikan lain dari bahan semen glass ionomer adalah kemampuannya untuk dapat berikatan dengan dentin dan email secara kimia sehingga menghasilkan penutupan yang baik. Bahan ini juga mempunyai sifat khas yaitu dapat melepaskan fluor sehingga dapat mencegah terjadinya karies baru. Dengan demikian, bahan ini telah direkomendasikan untuk digunakan secara luas pada abrasi daerah serviks gigi, tanpa harus melakukan preparasi kavitas. Keadaan ini, misalnya, terjadi pada situasi tidak adanya email untuk retensi resin komposit, atau kalau pun ada hanya sedikit sekali. Semen glass ionomer dapat digunakan sebagai restorasi tunggal atau dapat juga dipakai sebagai basis dan di atasnya dilapisi oleh bahan komposit resin (teknik sandwich).⁴

Menurut Mujiono, cit Mc. Lean et al (1985) dan Tyas et al (1989), semen glass ionomer juga dapat meningkatkan perlekatan komposit resin, yaitu sebagai perantara untuk menambah retensi restorasi komposit. Dengan cara memberikan etsa asam pada semen glass ionomer, akan terjadi erosi dan permukaan semen menjadi lebih kasar. Kekasaran permukaan ini dapat memberi retensi mekanis terhadap bahan komposit resin.⁴

Di samping itu, semen glass ionomer juga dapat digunakan untuk meningkatkan kemampuan perlekatan amalgam dengan jaringan dentin gigi, terutama pada karies di bagian interproksimal. Di bagian ini pengangkatan jaringan keras sebagai retensi kurang memungkinkan, karena dapat menyebabkan melemahnya struktur gigi akibat jaringan sehat yang tinggal sedikit. Semen glass ionomer dapat ditumpatkan pada kavitas yang dalam, tanpa mengiritasi pulpa, sekalipun tanpa diberi pelapis. Namun, agar tidak timbul reaksi yang tidak diinginkan pada kavitas dengan dentin, sebaiknya tetap digunakan bahan pelapis. Biokompabilitas dari bahan ini sangat tinggi walaupun semennya bersifat sangat asam. Hal ini mungkin disebabkan oleh besarnya molekul polianion sehingga asam

tidak dapat memasuki tubulus dentin. Namun, peradangan tetap timbul jika semen langsung diletakkan pada keadaan di atas pulpa yang terbuka.⁴

Untuk mendapatkan hasil yang maksimal dari bahan ini, harus dijaga terjadinya kontaminasi antara bahan ini dengan saliva selama proses penumpatan dan sebelum semen mengeras sempurna. Kontaminasi dengan saliva akan sangat berbahaya karena semen akan mudah larut dan daya adhesinya akan berkurang. Untuk itu, kavitas harus dijaga agar tetap kering dengan mengusahakan isolasi gigi yang akan ditumpat dengan efektif. Setelah selesai penumpatan, tumpatan sebaiknya ditutup dengan lapisan pernis yang kedap air selama beberapa jam setelah penumpatan dilakukan. Hal ini untuk mencegah desikasi karena hilangnya cairan atau semen melarut karena menyerap air.⁴

Karena adanya beberapa keunggulan dari bagian tersebut itulah maka semen glass ionomer saat ini banyak digunakan secara luas oleh dokter gigi, terutama pada kavitas servikal yang sering terjadi pada manula dan orang yang menyikat gigi dengan cara yang kurang baik dan benar, serta pada karies yang pengambilan jaringan gigi yang sehat sebagai retensi kurang memungkinkan.⁴

Semen glass ionomer merupakan bahan restorasi baru di bidang ilmu konservasi gigi yang dikembangkan dalam beberapa tahun terakhir ini. Semen glass ionomer digunakan sebagai bahan restorasi tetap di kedokteran gigi sejak 1972, serta disempurnakan dari tahun ke tahun sehingga menjadi bahan restorasi yang memenuhi persyaratan baik secara estetik maupun kekuatan serta daya tahannya.⁴

Keunggulan dari bahan glass ionomer antara lain :⁴

1. Mempunyai kekuatan kompresi yang tinggi.
2. Bersifat adhesi.
3. Tidak iritatif.
4. Mengandung fluor sehingga mampu melepaskan bahan fluor untuk mencegah karies lebih lanjut.
5. Mempunyai sifat penyebaran panas yang kecil.
6. Daya larut yang rendah.

7. Bersifat translusen atau tembus cahaya.
8. Perlekatan bahan ini secara fisika dan kimiawi terhadap jaringan dentin dan email.
9. Di samping itu, semen glass ionomer juga bersifat biokompabilitas yang baik, yaitu menunjukkan efek biologis yang baik terhadap struktur jaringan gigi dan pulpa. Kelebihan lain dari bahan ini yaitu semenn glass ionomer mempunyai sifat anti bakteri, terutama terhadap koloni bakteri *streptococcus mutant* (mount, 1995).

Karena keunggulan-keunggulan tersebut di atas maka bahan restorasi semen glass ionomer banyak digunakan sebagai bahan restorasi tetap oleh dokter gigi saat ini. Pada manula sering kali ditemukan kavitas kelas V atau karies yang terdapat pada akar, karena pada manula biasanya sering didapatkan adanya resesi gingiva yang disebabkan proses degenerasi. Karies yang terdapat pada akar juga ditemukan pada orang-orang yang cara menyikat giginya kurang baik dan benar, sehingga menyebabkan abrasi pada daerah servikal. Oleh sebab itu, bahan semen glass ionomer diunggulkan sebagai bahan restorasi pada kasus tersebut, karena bahan restorasi semen glass ionomer merupakan bahan restorasi yang memenuhi persyaratan estetika, mempunyai sifat adhesi serta sifat biokompabilitas yang baik.⁴

Menurut Sockwell dan Heymann, 1985 (cit. Raphael Triendra Untara), bahan restorasi yang memenuhi persyaratan estetika adalah yang sewarna atau hampir mendekati warna gigi, baik gigi anterior maupun posterior tanpa mengesampingkan faktor kekuatan, daya tahan, dan biokompabilitas dari bahan tersebut. Di samping itu, bahan restorasi semen glass ionomer mempunyai estetik yang lebih baik dibandingkan dengan restorasi semen silikat, meskipun jika dibandingkan dengan komposit resin faktor estetik dari bahan ini masih kurang baik. Dewasa ini dengan berkembangnya bahan tersebut, faktor estetik tidak lagi menjadi masalah. Penggunaan semen glass ionomer dengan sinar juga mulai banyak digunakan yaitu GIC modifikasi resin. Hal ini akan menghemat waktu dokter gigi, waktu tindakan klinik lebih singkat, serta mempunyai peningkatan PH yang relatif cepat. Karena itu, bahan ini juga direkomendasikan sebagai bahan yang dapat meningkatkan perlekatan amalgam dengan jaringan gigi.⁴

Di samping beberapa keunggulan yang dimiliki oleh bahan glass ionomer yang telah kita bicarakan di atas, yaitu tidak iritatif, bersifat adhesi, dan mempunyai sifat biokompabilitas yang baik. Bahan ini juga mempunyai kekurangan jika dibandingkan dengan bahan restorasi lain, misalnya dalam hal estetik. Bahan ini masih kurang baik bila dibandingkan dengan komposit resin. Demikian juga ketahanan terhadap abrasi juga kurang baik, terutama pada daerah kontak oklusal yang luas. Di daerah tersebut akan mudah terjadi fraktur akibat kekuatan geser yang tinggi. Di samping itu, glass ionomer juga bersifat porus dan sulit dipoles sehingga menghasilkan permukaan tumpatan yang kurang halus. Oleh karena itu, dewasa ini telah dikembangkan teknik restorasi sandwich yang pada hakikatnya semen glass ionomer diaplikasikan dahulu dengan resin komposit, atau pada restorasi gigi posterior yang menggunakan amalgam. Glass ionomer juga dapat membantu meningkatkan perlekatan amalgam dengan jaringan gigi menggunakan bahan ini sebagai basis atau liner pada kavitas sebelum ditumpat amalgam. Dengan demikian, bahan ini dapat menghambat kerusakan tepi restorasi sehingga mengurangi preparasi jaringan sehat gigi dan meningkatkan dukungan mahkota gigi, serta meningkatkan resistensi terhadap terjadinya fraktur.⁴

3.3 Komposisi Masing-masing Bahan Restorasi Plastis

3.3.1 Amalgam

American Dental Association (ADA) Specification No.1 mensyaratkan agar logam campur amalgam mempunyai kandungan utama dari perak dan timah putih. Unsur lain seperti tembaga, seng, emas, dan merkuri dalam jumlah yang tidak ditentukan, dibolehkan ada dalam paduan konsentrasi perak atau timah putih. Logam campur yang mengandung seng lebih dari 0,01% dari yang diperlukan disebut amalgam dengan mengandung seng. Logam campur yang mengandung seng 0,01% atau kurang disebut amalgam tanpa kandungan seng.^{2,5}

Sebelum logam paduan perak-timah putih dikombinasikan dengan merkuri, logam paduan ini dikenal sebagai *logam dental amalgam*. Menurut sejarah, logam paduan amalgam mengandung perak sekurangnya 65%wt, timah putih 29% dan tembaga kurang dari 6%wt, suatu kombinasi menurut formula G.V. Black pada tahun

1896. Selama tahun 1970, banyak dikembangkan logam paduan amalgam yang mengandung tembaga 6-30%wt. Beberapa dari logam paduan dengan kandungan tembaga tinggi ini akan menghasilkan amalgam yang lebih unggul dalam berbagai hal dibanding amalgam dengan kandungan tembaga rendah.^{2,5}

Untuk mendapatkan dental amalgam, merkuri dicampur dengan bubuk dari logam paduan amalgam. Bubuk diproduksi dengan menggiling atau memotong batangan cor dari logam paduan amalgam. Atau, bubuk dapat dibuat melalui atomisasi logam paduan cair.^{2,5}

3.3.2 Komposit Resin

Bahan komposit resin modern mengandung sejumlah komponen. Kandungan utamanya adalah matriks resin dan partikel pengisi anorganik. Disamping kedua komponen bahan tersebut, beberapa komponen lain diperlukan untuk meningkatkan efektivitas dan ketahanan bahan. Suatu bahan perekat / *coupling* (silane) diperlukan untuk memberikan ikatan antara bahan pengisi anorganik dan matriks resin, juga aktivator-inisiator diperlukan untuk polimerisasi resin. Sejumlah kecil bahan tambahan lain meningkatkan stabilitas warna (penyerap sinar ultra violet) dan mencegah terjadinya polimerisasi dini (perlu bahan penghambat seperti hidroquinon). Komposit resin harus pula mengandung pigmen untuk memperoleh warna yang sesuai dengan struktur gigi.^{2,5}

3.3.3 Semen Silikat

Bubuk semen adalah kaca yang terdiri atas silika (SiO_2); alumina (Al_2O_3); dengan senyawa fluoride, seperti NaF, CaF_2 , dan Na_3AlF_6 ; dan beberapa garam kalsium, seperti $\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)\cdot\text{H}_2\text{O}$ dan CaO. Bahan-bahan ini dipanaskan sampai 1400° Celsius untuk membentuk bubuk silikat. Tujuan senyawa fluorida adalah menurunkan temperatur pada saat pencampuran dari bubuk silikat.^{2,5}

Bubuk silikat adalah suatu bubuk kaca yang dapat larut dalam asam. Cairannya adalah larutan dari asam fosfat dengan garam-garam. Ketika bubuk dan cairan dicampur, permukaan partikel bubuk akan terekspose oleh asam, dan

melepaskan ion-ion Ca^{2+} , Al^{3+} , dan F^- . Ion-ion logam akan membentuk presipitasi sebagai fosfat yang membentuk matriks semen dengan garam-garam fluorida.^{2,5}

3.3.4 Glass Ionomer Cement (GIC)

Bubuk semen glass ionomer adalah bubuk kalsium fluoroaluminosilikat glass yang larut dalam asam. Komposisi dari dua bubuk semen glass ionomer komersial ditunjukkan pada Tabel 3.1. Bahan-bahan dasar digabung sehingga membentuk glass yang homogen dengan pemanasan sampai temperature 1100-1500⁰ Celcius. Lanthanum, strontium, barium, atau oksida seng ditambahkan untuk menimbulkan sifat radioopak. Kemudian glass digerus menjadi bubuk yang ukuran partikelnya berkisar antara 20-50 μm . Bahan dasar, cairan untuk semen glass ionomer adalah larutan dari asam poliakrilat dengan konsentrasi 50%. Cairan ini cukup kental dan cenderung membentuk gel dengan berjalannya waktu. Pada semen-semen glass ionomer produk baru, cairan asamnya dalam bentuk kopolimer dengan asam itakonat, maleat, atau trikarboksilat. Asam-asam ini cenderung akan meningkatkan reaktivitas dari cairan, mengurangi kekentalan, dan mengurangi kecenderungan untuk membentuk gel.^{2,5}

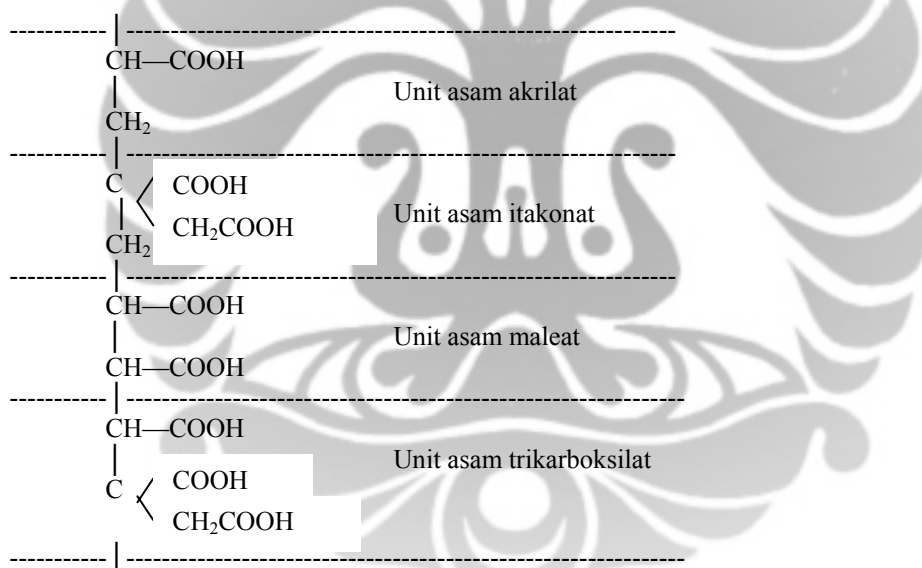
Asam-asam kopolimer (Gambar 3.2) yang digunakan dalam semen glass ionomer modern disusun secara lebih tidak teratur dibandingkan homopolimer dari asam akrilat. Susunan seperti ini mengurangi ikatan hidrogen di antara molekul-molekul asam sehingga mengurangi kecenderungan pembentukan gel. Asam tartanat juga ada di dalam cairan. Asam ini memperbaiki karakteristik manipulasi dan meningkatkan waktu kerja; tetapi memperpendek waktu pengerasan (Gambar II-). Kekentalan dari semen yang mengandung asam tartanat tidak mengalami perubahan dengan berjalannya waktu, tetapi kekentalannya menunjukkan peningkatan yang besar.^{2,5}

Tabel 3.1 Komposisi dari Dua Bubuk Semen Glass Ionomer

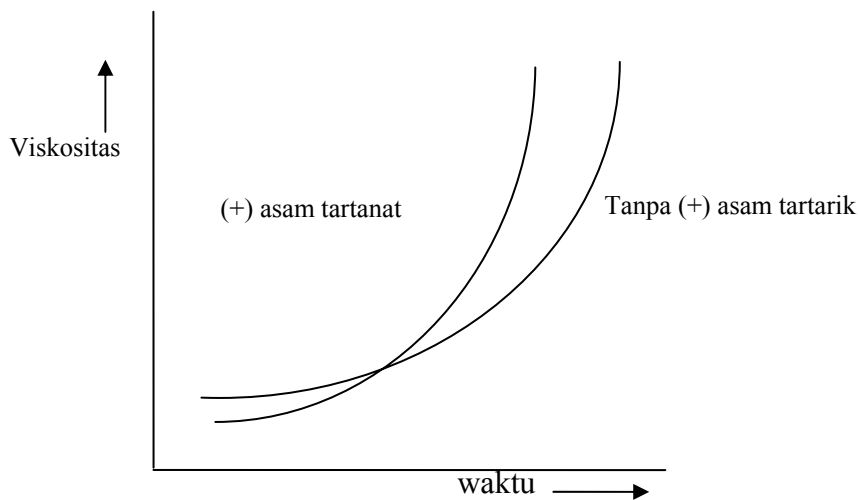
Unsur	Berat (%)	
	A	B
SiO ₂	41,9	35,2
Al ₂ O ₃	28,6	20,1
AlF ₃	1,6	2,4
CaF ₂	15,7	20,1
NaF	9,3	3,6
AlPO ₄	3,8	12,0

Sumber : Dari Wilson AD, and McLean JW: Glass ionomer cement. Chicago, Quintessence, 1988, p.40.^{2,5}

Untuk memperpanjang waktu kerja, telah dikembangkan formula semen glass ionomer yang terdiri atas campuran bubuk dan asam dikeringkan melalui pembekuan dan bubuk glass dalam satu botol kemasan, serta air atau air dengan asam tartanat dalam botol lain sebagai komponen cairan. Ketika bubuk dicampur dengan air, asam akan larut untuk membentuk asam cair. Selanjutnya, proses kimiawinya berlanjut dengan cara yang sama seperti yang ditunjukkan oleh sistem bubuk-cairan tradisional. Semen ini mempunyai waktu kerja yang lebih lama dengan waktu pengerasan yang lebih pendek.^{2,5}



Gambar 3.1 Struktur dari berbagai jenis asam alkenoat yang membentuk gabungan asam pada semen ionomer kaca.^{2,5}



Gambar 3.2 Efek asam tartarik terhadap kekentalan dibandingkan kurva waktu untuk semen ionomer kaca selama pengerasan. (Atas izin Wilson AD, dan McLean JW: Glass ionomer cement. Chicago, Quintessence, 1988, p.37).^{2,5}

3.4. Sifat Masing-masing Bahan Restorasi Plastik

3.4.1. Amalgam

3.4.1.1. Sifat Fisik

Perubahan Dimensi

Menurut ANSI / ADA Specification no.1 amalgam, pengkerutan (*Shrinkage*) yang terjadi harus lebih kecil dari 20 $\mu\text{m}/\text{cm}$. perubahan dimensi sangat tidak diinginkan untuk karakteristik amalgam.^{2,5}

Perubahan dimensi diakibatkan oleh faktor saat manipulasi, khususnya karena kandungan merkuri (Hg) dalam amalgam. Makin tinggi kandungan merkuri, mengakibatkan berkurangnya pengkerutan, tapi menurunkan kekuatan mekanik.^{2,5}

3.4.1.2. Sifat Kimia

a. Korosi

Korosi adalah kerusakan pada metal akibat terjadi reaksi kimia / elektro kimia dengan lingkungannya. Korosi dapat mengakibatkan tingginya porusitas,

berkurangnya strength (kekuatan), berkurangnya sifat adhesi (perlekatan), dan terjadi iritasi pada mulut pasien dan larutan buffer fosfat dapat menghambat terjadinya proses korosi.^{2,5}

b. Tarnish (perubahan warna)

Pada amalgam sangat mudah terjadi perubahan warna (diskolorasi) setelah jangka waktu pemakaian yang lama. Tarnish di permukaan Amalgam kandungan tembaga tinggi berhubungan dengan fasa Tembaga Cu_6Sn_5 dan silver-copper eutectic. Amalgam dengan kandungan tembaga rendah, bentuk / fasa Ag_3Sn lebih mudah terjadi tarnish dibanding fasa Ag_2Hg_3 . Oleh karena sifat ini amalgam tidak digunakan untuk tambalan gigi anterior karena nilai estetikanya yang kurang baik.^{2,5}

3.4.1.3. Sifat Mekanik

a. Compressive Strength (Kekuatan Kompresi / tekan)

Menurut ANSI / ADA Spesifikasi No.1 untuk amalgam, amalgam memiliki kekuatan kompresi sebesar 80 Mpa setelah 1 jam pengerasan, dengan besar tekanan sekitar 25 mm/menit.^{2,5}

Amalgam dapat menahan tekanan kompresi (compression) dan lemah dalam tarik (tension) dan geser (shear), maka kavitas yang dibuat harus berdasarkan kekuatan kompresi (compressive) agar dapat diterima dan meminimalkan gaya tarik dan geser (tension dan shear).^{2,5}

Nilai tinggi untuk kekuatan kompresi pada amalgam merupakan keuntungan, karena dapat mengurangi kemungkinan terjadinya fraktur pada saat tekanan kunyah yang sangat kuat dari pasien sebelum terbentuk kekuatan maksimal (setelah 7 hari) tercapai.^{2,5}

b. Tensile Strength (Kekuatan Tarik)

Amalgam minimal memiliki kekuatan tarik sebesar 500 kg/cm². Nilai kekuatan tarik amalgam lebih rendah dari kekuatan kompresinya. Pada bagian yang

tipis dari tambalan amalgam dan juga pada bagian tepinya, mempunyai peluang untuk terjadinya fraktur / patah.^{2,5}

Untuk mencegah terjadinya kepatahan (fraktur), material yang bersifat brittle, memerlukan dukungan yang cukup dari struktur-struktur di sekitarnya dan kadang-kadang memerlukan penguatan dengan penjepit logam (metal pins) yang ditanam di dalam dentin. Kekuatan tarik harus cukup tinggi untuk dapat menahan gaya tarik dari gigitan pasien agar tidak terjadi fraktur.^{2,5}

c. Modulus Elastik (kemampuan untuk meregang)

Ketika Modulus Elastik ditentukan dengan nilai pemuatan rendah sekitar 0,025-0,125 mm/menit, nilai Modulus Elastik yang berlaku adalah 11-20 Gpa. High Copper Alloy cenderung lebih kaku daripada Low Copper Alloy. Jika nilai pemuatan meningkat, maka sifat viskoelastisitasnya tidak mempengaruhi Modulus Elastik, yang nilainya ± 62 Gpa.^{2,5}

d. Deformasi Plastis (Flow dan Creep)

Creep menyebabkan amalgam untuk mengalir dengan tekanan / gaya yang konstan, maka amalgam sebagai tambalan dalam kavitas akan menonjol keluar. Tonjolan ini sangat menonjol di tepi-tepinya dan tonjolan ini lemah, akibatnya lama kelamaan akan terjadi fraktur.^{2,5}

Kerendahan nilai creep pada High Cooper Amalgams, akan meningkatkan sifat brittle amalgam dan menurunkan tegangan / stress pada suhu kamar di bawah tambalan.^{2,5}

3.4.1.4. Sifat Termal

Amalgam memiliki nilai thermal diffusivity (penyebaran panas) yang tinggi, seperti yang diharapkan untuk material logam restorasi, sehingga amalgam disebut juga sebagai konduktor yang baik. Oleh sebab itu sebelum amalgam dimasukkan ke dalam kavitas, harus diberikan basis terlebih dahulu di dasar kavitas dan juga bertindak sebagai isolator.^{2,5}

Koefisien thermal expansion amalgam nilainya 3 kali lebih besar daripada dentin. Makanya, apabila pasien sering makan atau minum dengan suhu yang panas/dingin sekali, akan menyebabkan terjadinya ekspansi sehingga terjadi perubahan dimensi. Jika terjadi ekspansi akan timbul mikro leakage (kebocoran tepi) di sekitar tambalan, sehingga adhesi atau perlekatannya terhadap gigi akan berkurang.^{2,5}

3.4.1.5. Sifat Biologis

Merkuri yang terkandung dalam amalgam tidak berbahaya bagi pasien, namun berbahaya bagi dokter gigi (operator), staff, dan lingkungan sekitar apabila sisa amalgam dibuang di sembarang tempat. Jika dosis yang sedikit, menurut penelitian akan mengganggu proses pencernaan. Namun toksisitas ini jarang terjadi.^{2,5,8}

Merkuri dalam bentuk uap amat berbahaya karena dapat mencapai pembuluh darah di otak lewat paru-paru yang mengakibatkan terjadi kerusakan saraf. Merkuri dalam bentuk lain (cair atau padat, bagian dari materi organik/inorganik) tidak begitu berbahaya / toksisitasnya rendah. Walaupun mudah terserap melalui kulit/mukosa atau bahkan tertelan, merkuri ini akan segera dilepas dalam bentuk ion di dalam darah dan pada saluran pencernaan serta segera dikeluarkan melalui ginjal (urin) atau dalam feses.^{2,5,8}

Bahaya lain yang dapat ditimbulkan oleh merkuri misalnya dapat terjadi penyakit yang ringan, sclerosis, gangguan jiwa ringan, dermatitis bagi pasien yang sensitive dan gangguan pernapasan bagi dokter gigi dan asistennya, maka perlu perlahan saat melakukan mixing (trituration), kondensasi ataupun saat mengganti amalgam lama yang sudah terjadi kerusakan.^{2,5,8}

Maka, bahan restorasi gigi yang terdiri dari merkuri (amalgam) harus disimpan dengan baik, jauh dari adanya sumber panas, karena jika udara sekitarnya panas, merkuri akan makin mengkontaminasi udara di sekitarnya.^{2,5,8}

Merkuri dari amalgam tidak boleh berkontak langsung dengan tangan, karena merkuri dapat diserap dengan baik oleh kulit, walaupun dampak yang ditimbulkannya tidak secara langsung. Sisa amalgam yang tidak terpakai, harus disimpan di dalam air atau larutan kimia yang terfiksasi dan tertutup dalam wadah untuk mencegah kemungkinan dapat menyebabkan kontaminasi udara sekitarnya.^{2,5,8}

3.4.2 Komposit Resin

3.4.2.1 Waktu pengerasan dan waktu kerja

Komposit resin membutuhkan waktu 3-5 menit untuk teraktivasi secara kimia. Perubahan viskositas yang terjadi selama aktivasi kimia berasal dari matriks resin dan bukan merupakan akibat dari ukuran partikel atau volume dari bahan pengisi anorganik (fraksi inorganic filler).^{2,5}

Waktu pengerasan untuk photoinitiator tidak bisa dicapai jika terjadi perubahan viskositas. Awal dari reaksi secara spesifik dengan aplikasi dari lampu sumber sinar terhadap material, dan diperkirakan terjadi 75% polimerisasi pada 10 menit pertama. Proses *curing* akan berlanjut sampai 24 jam. Semua ikatan karbon tak jenuh bereaksi, dan hasil penelitian melaporkan bahwa sekitar 25% akan tersisa yang tak bereaksi terutama pada bagian terbesar dari restorasi. Jika permukaan restorasi tidak dilindungi dari udara oleh lapisan varnish transparan, maka inhibisi dari polimerisasi terjadi. Jumlah karbon ikat rangkap yang tak bereaksi bisa sebesar 75% pada lapisan permukaan lengket. Walaupun restorasi bisa tetap diselesaikan, tetapi akan terjadi abrasi dan akan bisa berfungsi setelah sepuluh menit, sifat fisik optimal tidak akan tercapai hingga 24 jam setelah reaksi inisiasi.^{2,5}

3.4.2.2 Polimerisasi shrinkage

Untuk partikel fine komposit : 1-1,7% dan partikel mikrofin komposit : 2-3%. Untuk hybrida tidak dapat dijelaskan karena filler yang bervariasi, namun di antara partikel fine dan mikrofin. Pengerutan ini mengakibatkan stress pada saat polimerisasi 130 kg/cm² antara komposit dengan kavitas pada gigi. Potensial terjadi kegagalan

kerap ada pada mikrofin karena pengerutannya cukup tinggi. Kontraksi yang terjadi saat setting dapat dikurangi dengan penambahan material photoinitiator.^{2,5}

3.4.2.3 Sifat termal

Nilai dari komposit resin (berkaitan dengan sifat termal) lebih rendah daripada matrix polimer dan material anorganik masing-masing, jadi penambahan 50% volume anorganik fase efektif dalam mengurangi koefisien termal expansion. Nilai yang lebih tinggi didapatkan pada mikrofin komposit karena lebih banyaknya kandungan polimer. Glasses tertentu dapat lebih efektif dalam mengurangi efek perubahan termal.^{2,5}

Perbedaan antara koefisien termal expansion gigi dan komposit, ditambah dengan polimerisasi shrinkage, membuat percolation dari cairan mulut. Pada gigi yang terdapat komposit dingin, restorasi akan berkontraksi dengan struktur gigi, sehingga membuat cairan mulut dapat masuk pada ruang di antaranya. Ketika gigi dihangatkan atau kembali ke suhu tubuh, ruang akan hilang dan cairan mulut akan keluar. Konduktivitas termal dari fine komposit lebih besar daripada mikrofin komposit karena tingginya konduktivitas dari filler daripada matrix.^{2,5}

3.4.2.4 Water sorption (penyerapan air)

Kualitas dan kestabilan dari silane sebagai coupling agent penting untuk meminimalisir kerusakan ikatan antara filler dengan matriks dan berkaitan dengan jumlah penyerapan air. Pada ekspansi higroskopik dimulai 15 menit setelah initial polimerisasi, kebanyakan resin memerlukan 7 hari untuk mencapai keseimbangan dan 4 hari ekspansi.^{2,5}

3.4.2.5 Sifat mekanik

Strain pada saat rupture dan toughness dari komposit lebih rendah daripada polimer tanpa filler.^{2,5}

3.4.3 Semen Silikat

3.4.3.1 Sifat fisik

Sifat-sifat semen silikat dari berbagai merek komersial ditunjukkan pada Tabel II-3. Seperti kebanyakan bahan rapuh lainnya, semen silikat relatif kuat menahan tekanan kompresi tetapi lemah di dalam menahan gaya tarik. Data kelarutan dan disintegrasi didapatkan dengan menentukan jumlah bahan yang tidak menguap yang terlepas dari contoh-contoh semen selama 24 jam pertama ketika bahan direndam di dalam air, seperti yang dinyatakan dalam Spesifikasi ADA No. 9. Data yang dihasilkan oleh tes ini tidak berhubungan dengan kecepatan disintegrasi dari berbagai jenis semen di dalam rongga mulut. Jadi, nilai-nilai ini harus diberlakukan sebagai petunjuk pengendali mutu untuk membandingkan semen-semen dari satu jenis yang sama.^{2,5}

3.4.3.2 Sifat Biologi

Derajat keasaman (pH) semen silikat adalah kurang dari 3 pada saat dimasukkan ke dalam kavitas, dan tetap berada di bawah tujuh bahkan setelah satu bulan. Berkaitan dengan respon pulpa, semen silikat diklasifikasikan sebagai iritan yang tinggi dan sering dipakai sebagai bahan acuan untuk menilai potensi bahan-bahan lain untuk menimbulkan reaksi yang relative. Jadi, restorasi semen silikat sangat memerlukan pelindung pulpa bila dibandingkan kedua semen lain yang terdaftar pada tabel 3.3.^{2,5}

Tabel 3.3 Sifat-Sifat Semen Penambal

	Semen Silikat	Ionomer Kaca (Tipe II)	Ionomer Kaca Modifikasi Logam (cermet)	Modifikasi Resin Ionomer Kaca
Tekanan kompresi (24 jam)				
Mpa	180	150	150	105
Psi	26.000	22.000	22.000	15.000
Kekuatan tarik garis tengah (24 jam)				
Mpa	3,5	6,6	6,7	20
Psi	500	960	970	2.900
Kekerasan (KHN)	70	48	39	40
Respon pulpa	Besar	Ringan	Ringan	Ringan
Anti-karies	Ya	Ya	Ya	Ya
Daya larut (tes ADA)	0,7	0,4	–	–

KHN, Knoop Hardness Number; American Dental Association ^{2,5}

3.4.4 Glass Ionomer Cement (GIC)

3.4.4.1 Sifat Biologis

GIC melepaskan fluoride ke email gigi yang dapat menghambat terjadinya karies lanjutan. GIC juga bersifat biokompatibel. GIC menghasilkan reaksi dengan pulpa lebih besar dari ZOE namun lebih sedikit dari zinc phosphate cement. Glass ionomer yang digunakan sebagai luting agent memiliki rasio powder/liquid (P/L) lebih rendah dan dapat menimbulkan bahaya lebih besar ketimbang dengan restorasi glass ionomer karena semen yang dibuat dengan rasio P/L rendah memiliki pH

rendah dalam waktu lebih lama. Untuk penggunaan GIC, lebih baik menempatkan sebuah lapisan tipis protektif liner, seperti $\text{Ca}(\text{OH})_2$, 0,55 mm dari ruang pulpa terutama pada preparasi yang dalam.^{2,5}

3.2.4.2 Sifat Fisik

a. Film Thickness (ketebalan semu)

Ketebalan GIC sekitar 22-24 μm sehingga cocok untuk digunakan sebagai sementasi.^{2,5}

b. Setting Time (waktu pengerasan)

GIC membutuhkan waktu 6-8 menit dimulai saat pencampuran bubuk dan cairannya (mixing). Setting time dapat diperlambat ketika semen dicampur di dalam mixing slab yang dingin, tapi hal ini dapat berefek tidak baik pada kekuatannya.^{2,5}

c. Solubilitas

Nilai solubilitas GIC dalam air adalah sebesar 0.4-0.5% dalam 24 jam.^{2,5}

2.2.4.3 Sifat Mekanik

a. Compressive Strength (kekuatan kompresi)

Kekuatan kompresi (*Compressive strength*) GIC berkisar antara 90-230 MPa dan lebih besar daripada zinc phosphate cement. Nilai kekuatan tariknya (*tensile strength*) hampir sama dengan zinc phosphate cement yaitu sebesar 4.2-5.3 MPa. Tidak seperti zinc polyacrylate cement, GIC lebih brittle. *Elastic Modulus*nya sebesar 3.5-6.4 GPa sehingga GIC tidak terlalu kaku dan lebih peka terhadap perubahan bentuk elastis dibandingkan zinc phosphate. *Ridigidity* GIC dinaikkan oleh partikel glass dan ikatan ionic antara rantai polymer.^{2,5}

Kekuatan kompresi dari GIC naik secara cepat apabila cement diisolasi dari kelembaban saat awal pembentukan. Pengisolasian dari lingkungan yang lembab

adalah dengan memberikan perlindungan pada permukaan restorasi dari saliva dengan menggunakan larutan varnish atau light-curing bonding agent.^{2,5}

b. Bond Strength (kekuatan ikat)

Kekuatan GIC untuk berikatan dengan dentin adalah sebesar 1-3 MPa. Kekuatan ikat (*Bond Strength*) GIC lebih rendah dibandingkan zinc polyacrylate cement mungkin karena sensitivitas GIC terhadap kelembaban saat pengerasan.^{2,5}

Bond strength dapat dinaikkan dengan memberikan conditioner berupa asam (acidic) dan larutan FeCl_3 pada dentin. GIC dapat berikatan dengan baik dengan enamel, stainless steel, tin oxide-plated platinum, dan gold alloy.^{2,5}

3.5. Manipulasi Masing-masing Restorasi Plastis

3.5.1. Amalgam

Urutan teknik manipulasi amalgam adalah sebagai berikut :

3.5.1.1. Proportioning

Untuk menentukan perbandingan jumlah merkuri dan bubuk alloy yang akan dipakai dapat digunakan alloy / mercury ratio. Alloy / mercury ratio 5 : 8 berarti 5 bagian berat dari alloy digunakan dengan 8 bagian berat dari merkuri.^{2,5}

Cara untuk dapat menghitung persentase merkuri yang digunakan, misalnya :

$$\text{Alloy / mercury ratio} = 5/6 \rightarrow \text{persentase Hg} = 6/11 \times 100\%$$

Ratio yang didapatkan bervariasi dikarenakan adanya komposisi alloy / paduan yang berbeda-beda, ukuran partikel (alloy), dan teknik kondensasi. Jika Hg berlebih maka akan ada Hg yang tidak bereaksi (tersisa), jika Hg terlalu sedikit akan terjadi porositas karena Hg tidak cukup banyak untuk membasahi permukaan partikel alloy.^{2,5,9}

3.5.1.2. Triturasi

Pencampuran amalgam dapat dilakukan dengan cara :

1. Cara Manual / Hand Mixing (dengan mortar dan pestle).
2. Cara Mekanis / Mekanikal Mixing.^{2,5,9}

Ada beberapa hal yang perlu diperhatikan pada saat pencampuran cara manual / Hand Mixing :

1. Memakai perbandingan alloy / merkuri yang paling rendah.
2. Jangan melakukan penekanan yang berlebihan.
3. Lamanya triturasi sekitar 25-40 detik.^{2,5,9}

Mixing dengan cara mekanis lebih sering digunakan saat ini. Caranya adalah dengan memasukkan kapsul yang berisi merkuri dan alloy pada amalgamator, dimana amalgamator akan memvibrasi / menggetarkan kapsul sehingga terjadi pencampuran.

Keuntungan triturasi mekanis (*mechanical trituration*) adalah sebagai berikut :

1. Hasil campuran yang homogen.
2. Waktu yang diperlukan untuk triturasi singkat (5-20 detik).
3. Dapat menggunakan alloy / merkuri ratio yang lebih besar.^{2,5,9}

Apabila terjadi under trituration, maka akan menyebabkan :

1. Amalgam yang dihasilkan berwarna keruh dan tidak menyatu / pecah-pecah.
2. Epherical alloys, under trituration akan mengurangi tensile compressive strength.
3. Berkurangnya sifat creep / deformasi plastis.^{2,5,9}

Sedangkan over trituration akan menyebabkan :

1. Amalgam yang dihasilkan akan sangat kental dan memiliki kecenderungan untuk menempel pada dinding kapsul.
2. Akan terjadi peningkatan deformasi plastis.^{2,5,9}

3.5.1.3. Kondensasi

Setelah triturasasi, amalgam ditumpatkan ke dalam kavitas yang sudah dipreparasi menggunakan amalgam kondenser. Alat yang digunakan untuk memindahkan amalgam dalam keadaan yang masih plastis ke dalam mulut disebut amalgam carrier / amalgam “gun”.^{2,5,9}

Jika terjadi penundaan dalam kondensasi, maka sebagian amalgam akan mengeras sebelum dipindahkan ke dalam kavitas, dan hal itu akan mengurangi perlekatan dengan dinding kavitas dan akan mempengaruhi sifat-sifat mekanik.^{2,5,9}

3.5.1.4. Carving (pengukiran)

Setelah dikondensasi, maka lapisan permukaan yang kasar akan dibentuk dengan menggunakan instrument yang tajam. pengukiran dilakukan segera setelah kondensasi, pada derajat kekerasan tertentu.^{2,5,9}

3.5.1.5. Polishing (pemolesan)

Pemolesan dilakukan untuk mendapatkan permukaan yang halus dan memiliki daya tahan yang lebih baik terhadap korosi. Setelah dipoles, maka tahap terakhir yang harus dilakukan adalah finishing.^{2,5,9}

3.5.2. Komposit Resin

Ada dua jenis komposit resin yang dikembangkan :

a. Sistem dua pasta (aktivasi secara kimia)

Dua pasta dengan kuantitas (jumlah) yang sama ditaruh pada kertas mencampur (*mixing pad*) dengan menggunakan *disposable spatula* (yang digunakan adalah ujung-ujung dari spatulanya, agar tidak terjadi kontaminasi dan pengerasan pasta pada *jar*). Kedua pasta dicampur dengan merata dan cepat, biasanya dalam waktu 20-30 detik. Pengadukan harus merata karena karena polimerisasi yang merata bergantung pada kehomogenan adukan aktivator dan inisiator. Bila pengadukan sudah sempurna, resin secepatnya harus dimasukkan kedalam kavitas untuk

mencegah adaptasi yang buruk pada dinding kavitas dan hilangnya sifat plastis karena dimulainya proses polimerisasi. Harus diperhatikan untuk menghindari masuknya udara selama pengadukan dan peletakan resin, masuknya udara dapat menimbulkan bercak halus pada restorasi. Instrument yang akan digunakan dibersihkan menggunakan kapas yang sebelumnya telah dibasahi alkohol untuk menghindari menempelnya sisa bahan pada instrumen. Kelebihan alkohol harus dibuang sebelum kontak dengan bahan. Penggunaan strip matrix untuk menekan memberikan adaptasi yang lebih baik terhadap dinding dengan menekan bahan agar mengalir selama tahap plastis polimerisasi.^{2,5}

b. Sistem satu pasta (aktivasi dengan sinar)

Tidak perlu diaduk, dalam merestorasi pada kavitas harus dibuat dalam beberapa lapisan. Setiap lapis harus disinari sebelum lapisan berikutnya. Pasta resin tidak boleh dikeluarkan sampai akan digunakan. Pemaparan terhadap sinar yang ada untuk waktu tertentu dapat mengawali polimerisasi bahan, karena sinar tersebut mengeluarkan radiasi dalam kisaran 400-500 nm. Metode yang mudah adalah dengan memasukkan bahan menggunakan suntikan. Waktu pemaparan harus kurang dari 40 detik, dan ketebalan resin tidak lebih tebal dari 2,0- 2,5 mm.^{2,5}

3.5.3. Semen Silikat

3.5.3.1 Pengadukan

Mixing slab yang dingin akan memperpanjang waktu kerja. Bubuk diaduk dengan cepat dengan cairan dalam waktu kurang dari 1 menit. Kadar air dalam cairan tidak boleh berkurang. Perlu menggunakan spatula yang terbuat dari plastik / agate (tahan goresan dan asam). Metal spatula dapat menyebabkan warna menjadi keabu-abuan. Konsistensi adonan sebelum ditempatkan ke dalam kavitas harus kental seperti dempul. Pengadukan dapat dilakukan dengan menggunakan kapsul yang telah diatur rasionya oleh pabrik. Akan tetapi keunggulan dari hasil masih belum diketahui namun lebih praktis.^{2,5}

3.5.3.2. Memasukkan Adonan ke dalam Kavitas

Diperlukan celluloid/matrix strip yang jernih untuk adaptasi dan memberikan contour. Kavitas harus kering untuk memperoleh sifat-sifat yang maksimal. Setelah selesai pengadukan, adonan harus segera dimasukkan ke dalam kavitas, karena bila sudah terjadi permulaan pengerasan adonan sudah sulit dibentuk. Setelah adonan mengeras dan matrix strip dilepaskan, perlu dilapisi dengan varnish atau vaselin.^{2,5}

3.5.3.3. Finishing (tahap akhir)

Finishing permulaan dapat dilakukan 15 menit setelah setting, untuk menghilangkan kelebihan tumpatan. Final finishing harus ditunggu setelah 48 jam. Semua finishing harus dilakukan dengan pemulasan untuk menghindarkan panas yang timbul atau dehidrasi.^{2,5}

2.5.4. Glass Ionomer Cement (GIC)

Proporsi material harus sesuai dan dicampur secara terus-menerus selama 30 sampai 40 detik. Powder/Liquid ratio dari luting material sekitar 1,3 : 1 untuk GIC konvensional. Perbandingan ini sangat berpengaruh untuk mendapatkan sifat sementasi yang optimal. sementasi yang baik adalah cair (fluid), seperti pada zinc phosphate. Lining mix lebih kental. Restorative mix memiliki “puttylike consistency” dan permukaan mengkilap.^{2,5}

Permukaan gigi harus bersih dan bebas saliva tapi juga tidak terdehidrasi (sangat kekurangan). Permukaan restorasi harus bersih dari kotoran (debris) dan kontaminasi. Semen tersebut mengeras perlahan-lahan dan harus terlindungi dari kehilangan atau penambahan kelembaban ketika mengeras. Tepi restorasi atau permukaan filling harus dilindungi dengan varnish atau bonding agent (penutup light-curing).^{2,5}

Untuk memperoleh restorasi yang bertahan lama dan fixed protesa yang retentif dan juga aplikasi luting, syarat-syarat kondisi untuk GIC yaitu permukaan gigi yang dipreparasi harus bersih dan kering, semen berlebih harus dihilangkan pada waktu yang tepat, proteksi permukaan restorasi harus baik untuk menghindari *disolusi* atau *cracking*.^{2,5}