

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA DAN KERANGKA TEORI

2.1. Pit dan Fissure Sealant

2.1.1. Tujuan dan Indikasi

Tujuan dari aplikasi *pit* dan *fissure sealant* adalah untuk menutup area *pit* dan *fissure* yang dalam pada permukaan email gigi. Dengan demikian, area tersebut tertutup dari aktivitas bakteri.

Indikasi dari aplikasi *pit* dan *fissure sealant* menurut *ADA Council on Scientific Affairs* adalah pasien dengan risiko karies gigi tingkat sedang atau tinggi, karies baru di dalam area *pit* dan *fissure* gigi, anatomi *pit* dan *fissure* gigi yang mudah rusak.^[6] Selain itu, indikasi lain dari aplikasi *pit* dan *fissure sealant* sebagai berikut :

1. area yang dipilih, *fossa* giginya telah erupsi seluruhnya.
2. ada kontak permukaan oklusal yang utuh dimana permukaan gigi kontralateralnya karies atau terestorasi sebab pada sisi lawannya biasanya cenderung untuk terjadi karies.
3. material *sealant* dapat mengalir memenuhi kavitas untuk komposit atau amalgam kelas I guna meningkatkan integritas marginal serta masuk ke dalam *pit* dan *fissure* gigi untuk mencegah karies.
4. *fossa* yang akan direstorasi *sealant* adalah *fossa* yang terisolasi dengan baik dari *fossa* lainnya dengan suatu restorasi.^[1]

2.1.2. Kontraindikasi

Kontraindikasi dari aplikasi *pit* dan *fissure sealant* antara lain :

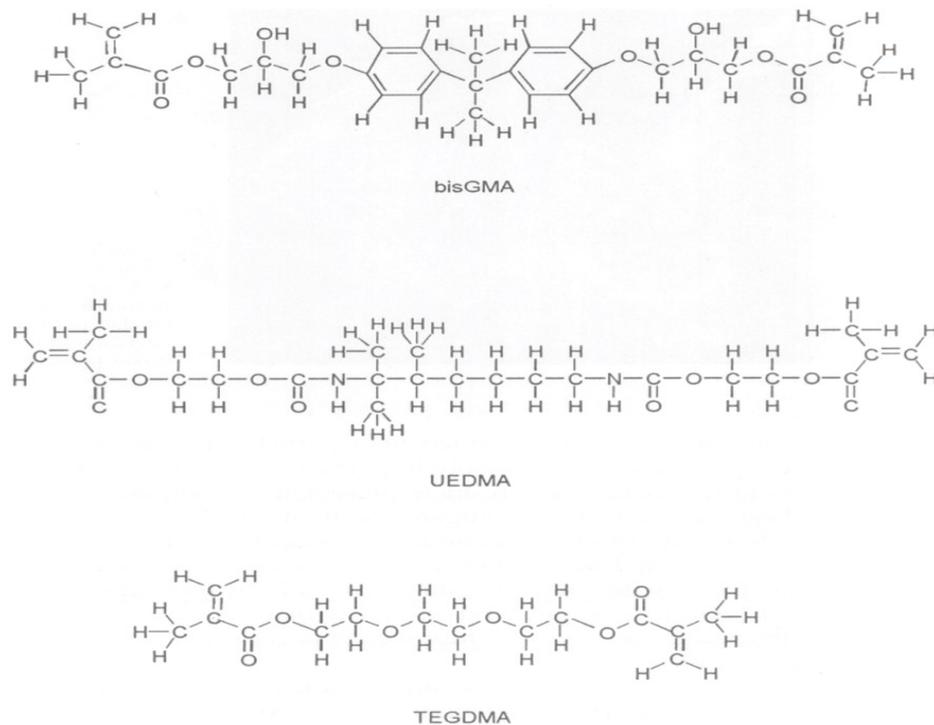
1. pada permukaan gigi yang sudah karies atau pada permukaan yang memiliki *pit* dan *fissure* yang bersatu dengan baik.^[6]
2. terdapat karies pada permukaan lain dalam satu gigi yang bila direstorasi akan mengganggu keutuhan *sealant*.
3. terdapat restorasi oklusal yang besar.^[1]

2.1.3. Komposisi

Komposisi dari resin *pit & fissure sealant* adalah sama dengan komposisi komposit resin.^[2] Material komposit modern mengandung sejumlah komponen. Komponen utamanya adalah matriks dan partikel *filler* inorganik. Selain dua komponen utama tersebut, komponen kecil lainnya yang mendukung efektivitas dan durabilitas material antara lain :

1. *Coupling agent (silane)* : untuk menyediakan ikatan antara partikel *filler* inorganik dan matriks resin.
2. Aktivator-inisiator : penting untuk proses polimerisasi resin.
3. Sejumlah kecil bahan tambahan lainnya yang berguna untuk meningkatkan stabilitas warna (penyerap sinar UV).
4. Inhibitor (*hydroquinone*) : untuk mencegah polimerisasi spontan.
5. Pigmen : untuk mendapatkan kesesuaian warna material dengan warna gigi.

Kebanyakan bahan **matriks** yang digunakan untuk komposit resin gigi adalah monomer aromatik atau *aliphatic diacrylate*. Bis-GMA, *urethane dimethacrylate* (UEDMA) dan *triethylene glycol dimethacrylate* (TEGDMA) merupakan *dimetacrylate* yang paling umum digunakan pada komposit gigi. Penurunan viskositas jelas terjadi saat TEGDMA ditambahkan ke bis-GMA. Campuran 75 wt% bis-GMA dan 25 wt% TEGDMA menghasilkan kekentalan sebesar 4300 cP (centipoise). Namun, bila perbandingan campurannya 50 / 50, nilai kekentalannya akan sebesar 200 cP. Di dalam matriks juga mengandung sejumlah kecil komponen, seperti sistem aktivator-inisiator, inhibitor, penyerap sinar UV, pigmen dan *opacifier*.^[7]



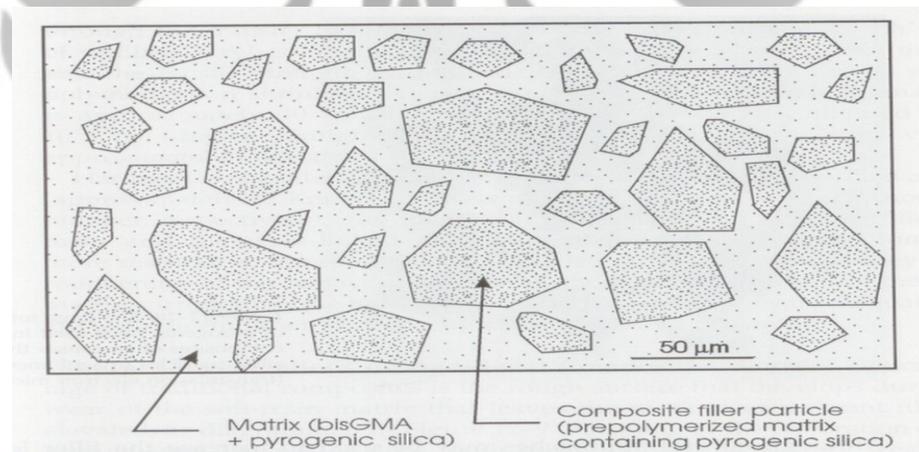
Gambar 2.1: Berbagai macam matriks yang digunakan sebagai bahan dasar resin

Sumber : Anusavice, KJ. *Phillips' Science of Dental Material*. 10th ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company. 1996. p. 275

Partikel *filler* di dalam matriks resin akan meningkatkan sifat matriks tersebut jika *filler* berikatan baik dengan matriks. *Filler* berfungsi untuk menurunkan koefisien ekspansi termal dari matriks resin.^[8] Penambahan partikel *filler* memainkan peranan penting dalam meningkatkan sifat fisik & mekanik resin yaitu dengan meningkatkan ketahanan pemakaian, kekerasan dan kekakuan serta menurunkan penyerapan air.^[9] Partikel *sillica* ukuran *colloidal* mendekati 0,04 μm . Kebanyakan komposit mengandung *colloidal sillica*. Jumlah partikel *filler* inorganik biasanya berkisar 30 dan 70 vol% atau 50 – 85 wt% komposit. Partikel *colloidal sillica* memiliki total area permukaan dengan rentang 50 – 300 m^2 / g . Dengan demikian, sejumlah kecil partikel *filler* memiliki total area permukaan yang besar yang dapat membentuk ikatan polar dengan molekul

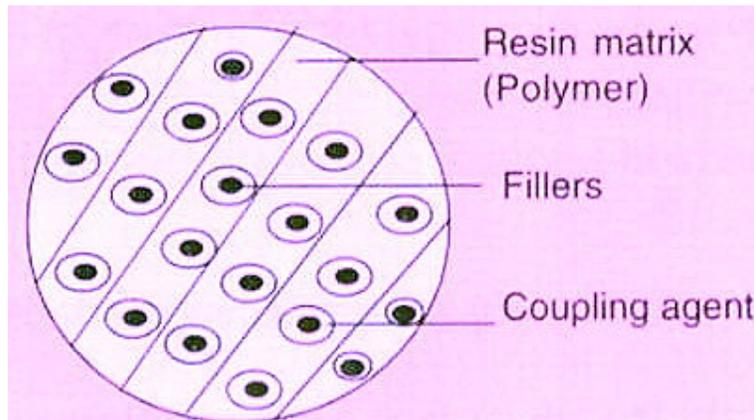
monomer dan mengentalkan resin. Radiopasitas material *filler* disebabkan adanya kaca dan keramik yang mengandung metal berat seperti *barium* (Ba), *strontium* (Sr) dan *zirconium* (Zr).

Lebih lanjut lagi, komponen lainnya yang sangat penting adalah *coupling agent* yang berfungsi mengikatkan matriks resin dengan partikel *filler*. Dengan demikian, matriks polimer dapat lebih fleksibel dalam menyalurkan *stress* (tekanan) ke partikel *filler* yang lebih kaku. Adanya *coupling agent* dapat meningkatkan sifat fisik dan mekanik dan memberikan stabilitas hidrolitik dengan mencegah penetrasi air disepanjang *interface* dari *filler-resin*. *Coupling agent* yang paling umum digunakan adalah *organosilanes* seperti *γ-methacryloxypropyltrimethoxy silane* (MPS). Dimana pada tahap hidrolisis, *silane* mengandung kelompok silanol yang dapat berikatan dengan silanol pada permukaan *filler* dengan membentuk ikatan *siloxane* (Si-O-Si). Kelompok *methacrylate* dari komponen *organosilane* membentuk ikatan kovalen dengan resin ketika dipolimerisasi.



Gambar 2.2: Skematik mikrofiller dan matriks komposit resin

Sumber: Anusavice, KJ. *Phillips' Science of Dental Material*. 10th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company. 1996. p. 288



Gambar 2.3 : Struktur komposit resin

Sumber : Bhat V S, Nandish B T. *Science of Dental Material Clinical Application*. 1st ed. New Delhi: CBS Publishers & Distributors 2006; p. 307

Sistem aktivator-inisiator. Monomer *methyl methacrylate* dan *dimethyl methacrylate* terpolimerisasi dengan mekanisme polimerisasi adisi. Polimerisasi ini diinisiasi oleh radikal bebas. Radikal bebas dapat dibangkitkan dengan aktivasi oleh cahaya atau aktivasi kimia.

Inhibitor. Untuk meminimalkan atau mencegah polimerisasi monomer secara spontan, maka ditambahkan *inhibitor* ke dalam sistem resin. *Inhibitor* memiliki potensial reaktivitas yang kuat dengan radikal bebas. Jika suatu radikal bebas terbentuk akibat terpapar cahaya, maka *inhibitor* dapat bereaksi dengan radikal bebas sehingga mencegah propagasi rantai dengan mengakhiri kemampuan radikal bebas untuk menginisiasi proses polimerisasi. Ketika semua *inhibitor* telah terpakai, maka propagasi rantai akan terjadi. *Inhibitor* yang digunakan adalah *butylated hydroxytoluene* dengan konsentrasi 0,01 wt%.

Optical Modifiers. Untuk menyesuaikan warna material komposit dengan gigi, maka material komposit harus memiliki kolorasi visual (*shading*) dan translusensi. *Shading* dapat diperoleh dengan penambahan pigmen yang berbeda. Pigmen ini sering mengandung oksida logam dalam jumlah kecil. *Opacifier* yang digunakan untuk meningkatkan opasitas adalah *titanium dioxide* dan *aluminium oxide* dalam jumlah kecil (0,001 – 0,007 wt%).^[7]

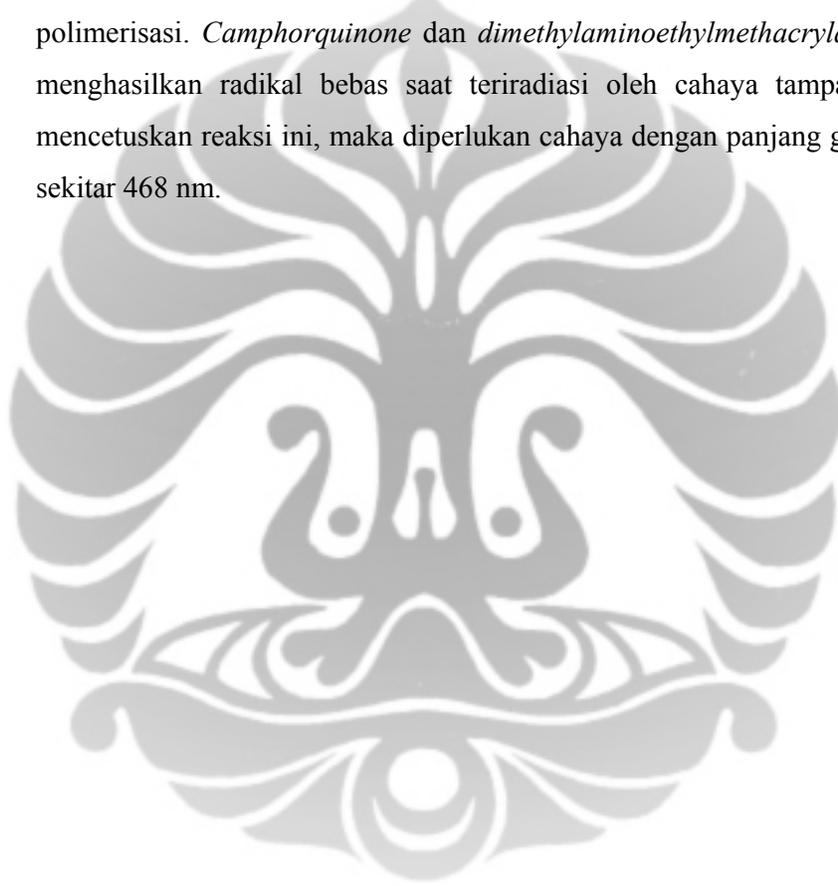
Sealant mungkin melepaskan *fluoride* ataupun tidak. *Fluoride* dilepaskan dari *sealant* setelah polimerisasi sudah terbukti. Pelepasan *fluoride* pada dasar *groove* membantu remineralisasi karies email yang baru terjadi dan menyediakan lapisan yang kaya akan *fluoride* yang seharusnya menjadi lebih resisten terhadap karies gigi. Ada data klinis yang menyebutkan bahwa *sealant* yang dapat melepas *fluoride* memiliki retensi yang sedikit lebih tinggi setelah satu tahun daripada *sealant* tanpa *fluoride*.^[2]

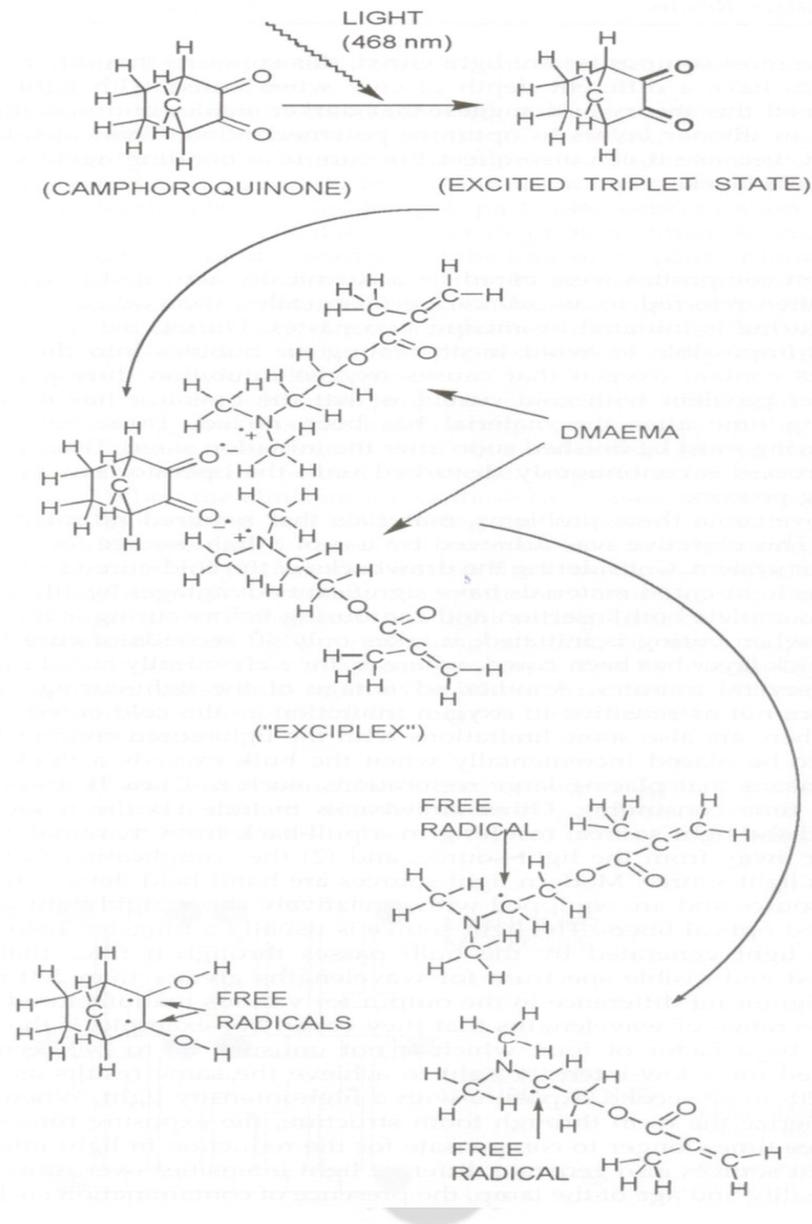
2.1.4. Reaksi Polimerisasi Adisi

Proses polimerisasi ini terjadi dalam empat tahap, yaitu: induksi, propagasi, terminasi dan transfer rantai.

1. **Induksi atau Inisiasi.** Untuk dapat memulai proses polimerisasi harus ada radikal bebas. Radikal bebas dapat dihasilkan dari aktivasi molekul monomer dengan sinar UV, cahaya tampak, panas atau transfer energi dari komponen lainnya yang beraksi sebagai radikal bebas. Kimia radikal bebas yang digunakan untuk memulai polimerisasi bukanlah suatu katalis. Istilah yang lebih tepatnya adalah inisiator. Metode polimerisasi ini tergantung pada pembentukan suatu komponen dengan elektron tidak berpasangan (radikal bebas), biasanya merupakan suatu pecahan dari molekul besar akibat pemanasan. Elektron yang tidak berpasangan membuat radikal sangat reaktif. Simbol konvensional $C = C$ mencerminkan dua pasangan elektron (π orbital). Ketika suatu radikal bebas mendekati ikatan ganda, maka radikal bebas tersebut mungkin berpasangan dengan salah satu elektron dalam ikatan ekstra, sehingga anggota lain dari pasangan tersebut berada dalam keadaan bebas. Dengan demikian, monomer itu sendiri akhirnya menjadi radikal bebas. Substansi yang mampu menghasilkan radikal bebas adalah inisiator untuk proses polimerisasi *polymethyl methacrylate*. Inisiator yang paling umum adalah *benzoyl peroxide* yang terdekomposisi pada suhu yang relatif rendah untuk melepaskan dua radikal bebas dari tiap molekul *benzoyl peroxide*. Dekomposisi dari *benzoyl peroxide* juga disebut aktivasi yang terjadi dengan cepat pada suhu antara 50° dan 100° C. Periode induksi atau

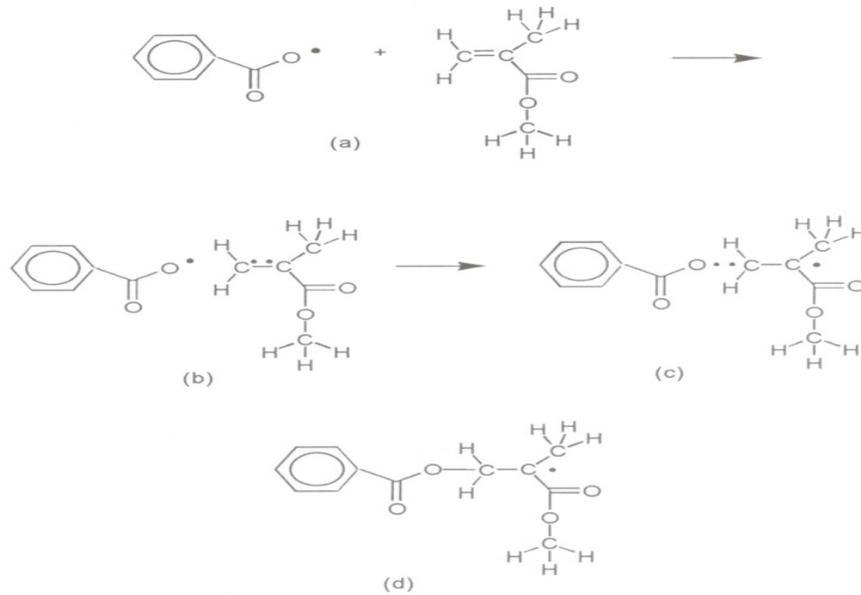
inisiasi adalah waktu dimana inisiator diaktivasi membentuk radikal bebas yang berinteraksi dengan molekul monomer. Pada periode ini sangat dipengaruhi oleh kemurnian monomer. Bila terdapat ketidakmurnian yang dapat bereaksi dengan kelompok teraktivasi maka dapat memperlama periode ini akibat terpakainya molekul inisiator teraktivasi. Pada sistem induksi yang teraktivasi oleh cahaya, foton mengaktivasi inisiator untuk menghasilkan radikal bebas yang pada gilirannya dapat menginisiasi proses polimerisasi. *Camphorquinone* dan *dimethylaminoethylmethacrylate*, *amine* menghasilkan radikal bebas saat teriradiasi oleh cahaya tampak. Untuk mencetuskan reaksi ini, maka diperlukan cahaya dengan panjang gelombang sekitar 468 nm.





Gambar 2.4: Aktivasi cahaya diinisiasi dengan menyalurkan energi ke *diketone (camphorquinone)*. *Excited triplets* menarik DMAEMA & membentuk *exciplexes* yang mengubah *camphorquinone* & DMAEMA menjadi radikal bebas

Sumber: Anusavice, K.J. *Phillips' Science of Dental Material*. 10th ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company. 1996. p. 281



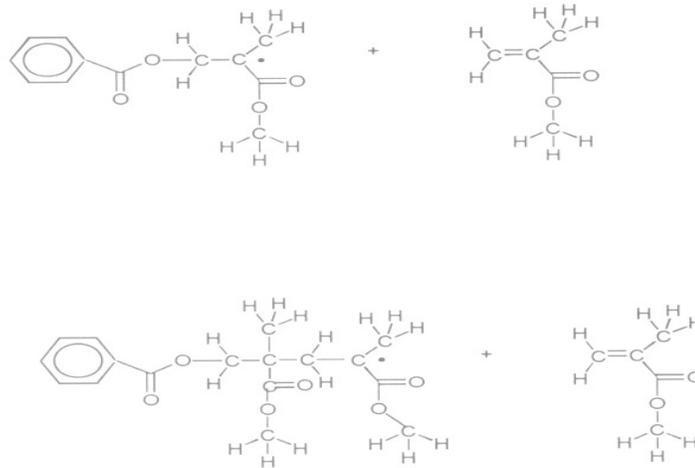
Gambar 2.5 : Inisiasi molekul *methyl methacrylate*, elektron tidak berpasangan radikal bebas mendekati *methyl methacrylate* (a & b), satu elektron dari ikatan ganda akan beraksi dengan radikal bebas membentuk pasangan elektron dan ikatan kovalen antara radikal bebas dan monomer (c & d)

Sumber: Anusavice, KJ. *Phillips' Science of Dental Material*. 10th ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company. 1996. p. 219

2. **Propagasi.** Kompleks radikal-monomer, contoh RM^* , beraksi sebagai radikal bebas dan bergabung dengan monomer lainnya melalui aktivasi dan membentuk "dimer" $RM^* + M \rightarrow RMM^*$. Proses ini berulang terus dan berlanjut dengan cepat membentuk rantai polimer yang panjang:



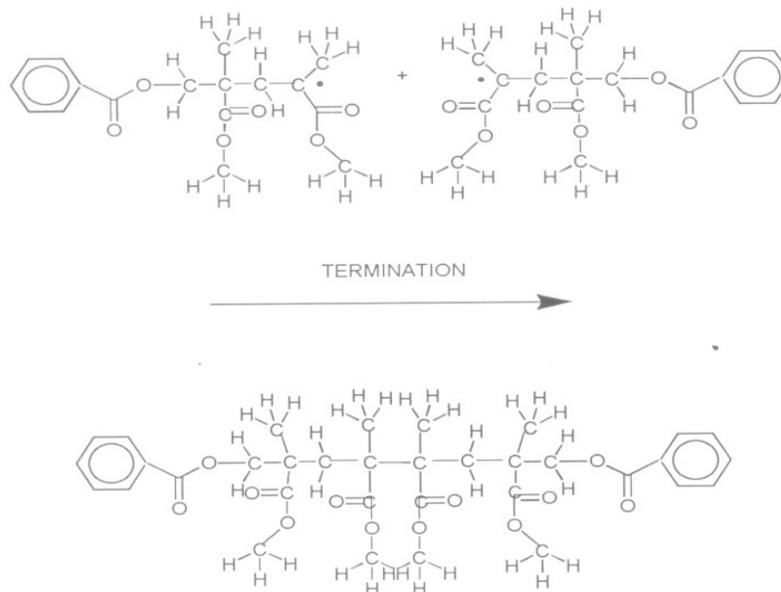
Untuk resin *methyl methacrylate*, reaksinya bersifat eksotermik dan melepaskan panas = 12,500 cal/gm Mol.^[10]



Gambar 2.6: Propagasi & pertumbuhan rantai. Molekul inisiasi mendekati molekul *methyl methacrylate*, elektron bebas berinteraksi dengan ikatan ganda *methyl methacrylate* dan radikal bebas baru dan panjang terbentuk.

Sumber : Anusavice, KJ. *Phillips' Science of Dental Material*. 10th ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company. 1996. p. 220

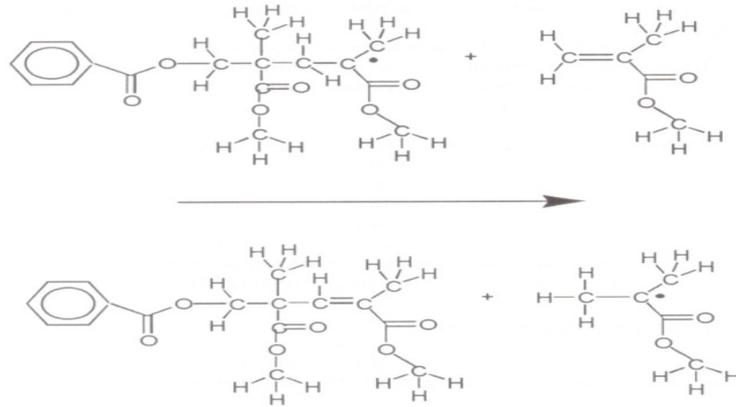
3. **Terminasi.** Reaksi rantai dapat diakhiri baik dengan pengikatan langsung (*direct coupling*) ataupun dengan pertukaran atom hidrogen dari satu rantai pertumbuhan ke rantai lainnya. Dengan kata lain, kedua molekul bergabung dan menjadi deaktivasi akibat pertukaran energi. Sedangkan cara terminasi yang lainnya yaitu pertukaran energi dapat terjadi akibat transfer atom hidrogen dari satu rantai pertumbuhan ke rantai lainnya. Pada cara ini, dihasilkan ikatan ganda saat atom hidrogen ditransfer dari satu rantai ke rantai lainnya.



Gambar 2.7: Terminasi terjadi ketika dua radikal bebas saling berinteraksi dan membentuk ikatan kovalen

Sumber : Anusavice, KJ. *Phillips' Science of Dental Material*. 10th ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1996. p. 220

4. **Transfer rantai.** Meskipun terminasi rantai dapat dihasilkan dari transfer rantai, proses ini dibedakan dari reaksi terminasi yang didalamnya menggambarkan status aktif ditransfer dari radikal teraktivasi ke suatu molekul inaktif dan dihasilkan suatu inti baru untuk pertumbuhan selanjutnya. Sebagai contoh, suatu molekul monomer mungkin diaktifkan oleh suatu makromolekul pertumbuhan seperti cara terjadinya terminasi. Kemudian inti baru untuk pertumbuhan pun dihasilkan. Dengan cara yang sama, rantai yang siap untuk terminasi mungkin direaktivasi oleh transfer rantai dan akan berlanjut ke pertumbuhan.^[7]



Gambar 2.8: Transfer rantai terjadi ketika radikal bebas mendekati molekul metil metakrilat dan menyumbangkan atom hidrogen ke metil metakrilat. Ketika hal ini terjadi, radikal bebas memperoleh ikatan ganda dan menjadi pasif hingga bereaksi lagi dengan radikal bebas.

Sumber : Anusavice, KJ. *Phillips' Science of Dental Material*. 10th ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company. 1996. p. 222

2.1.5. Sifat

Penambahan sekitar 40% berat partikel *filler* seperti pada komposit, semua sifat-sifat kecuali *tensile strength* menunjukkan kemajuan. Modulus elastisitas menunjukkan kemajuan yang paling dramatis dan peningkatan kekakuan membuat material yang mengandung *filler* merupakan subjek yang kurang mengalami defleksi dibawah *stress* oklusal. *Filler* ditambahkan dengan harapan untuk meningkatkan resistensi pemakaian dan membuat material jadi lebih terlihat saat pemeriksaan klinis. Penetrasi optimal akan terjadi ketika *sealant* memiliki tegangan permukaan tinggi dan viskositas rendah yang akan menyebabkan *sealant* dapat mengalir di sepanjang permukaan email. Energi permukaan ditunjukkan oleh kontak sudut dari tetesan likuid pada permukaan email. Celah polimer yang terbentuk dalam aposisi langsung terhadap iregularitas permukaan dihasilkan oleh etsa asam yang bertanggungjawab untuk ikatan mekanik yang mempertahankan *sealant* pada email gigi. Durasi fungsional dari ikatan *sealant* dapat dikaitkan dengan *stress* yang diinduksi oleh pengerutan polimer inisial, siklus termal, defleksi di bawah tekanan oklusal,

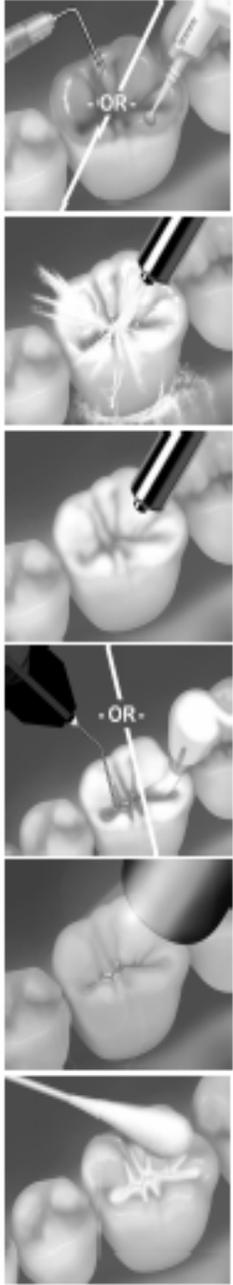
penyerapan air dan abrasi, dengan total kesalahan termanifestasi hilangnya material secara klinis.^[11]

Retensi *sealant* dalam suatu *fissure* merupakan hasil ikatan mekanik yang disebabkan oleh penetrasi *sealant* ke dalam *fissure* dan area email gigi yang di etsa untuk membentuk *tag* (jonjot). Pengisian *fissure* secara sempurna adalah hal yang sulit sebab udara sering terjebak di bawah atau akumulasi debris pada dasar *fissure* yang mencegah *fissure* terisi seluruhnya. Etsa asam pada permukaan email gigi meningkatkan retensi *sealant* dengan membersihkan area yang akan diaplikasi dengan *sealant*, meningkatkan kemampuan membasahi email, meningkatkan area permukaan dan membentuk ruang dimana *sealant* dapat berpenetrasi untuk membentuk *tag* (jonjot). Penetrasi *sealant* ke dalam *fissure* harus terjadi sebelum *sealant* berpolimerisasi.

2.1.6. Manipulasi Resin Pit dan Fissure Sealant

Persiapan :

- Pemilihan gigi. Gigi yang sudah cukup erupsinya, sehingga lapangan pandang saat kering dapat dipertahankan.
- Pembersihan email gigi. Gigi dibersihkan seluruhnya untuk membuang plak dan debris dari permukaan email dan *fissure*. Bilas seluruhnya dengan air dan jangan gunakan medium pembersih yang mungkin mengandung minyak.
- Isolasi gigi dan keringkan. Bisa dengan menggunakan *rubber dam* atau kapas gulung.

	<p><i>Etsa enamel :</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Gunakan <i>syringe tip</i> atau <i>fiber tip</i> untuk aplikasi bahan etsa ke seluruh enamel yang akan diaplikasi <i>sealant</i>. • Etsa dilakukan dengan waktu minimal 15 detik tapi tidak lebih dari 60 detik. <p><i>Bilas enamel yang di etsa :</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Bilas gigi seluruhnya dengan semprotan air atau udara untuk membuang etsa. Jangan biarkan pasien menelan atau berkumur. Jika permukaan yang di etsa berkontak dengan saliva, maka lakukan pengulangan etsa selama 5 detik dan bilas. <p><i>Keringkan enamel yang di etsa :</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Keringkan seluruh email yang di etsa. Udara harus bebas dari air dan minyak. • Permukaan etsa yang telah kering harus tampak putih kabut. Jika tidak, maka ulangi prosedur 1 dan 2. Jangan biarkan permukaan yang telah di etsa terkontaminasi. <p><i>Aplikasi sealant :</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Gunakan <i>syringe</i> berujung jarum atau sikat, aplikasikan <i>sealant</i> ke dalam <i>pit</i> dan <i>fissure</i>. Jangan biarkan <i>sealant</i> mengalir di luar permukaan yang teretsa. Alirkan <i>sealant</i> dengan menggunakan ujung <i>syringe</i> selama atau setelah <i>sealant</i> dimasukkan. Hal ini akan membantu mengeliminasi gelembung yang mungkin ada, dan meningkatkan aliran <i>sealant</i> ke dalam <i>pit</i> dan <i>fissure</i>. Bisa juga dengan menggunakan eksplorier. <p><i>Penyinaran cahaya :</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Sealant disinari dengan curing unit selama 20 detik untuk setiap permukaan. Ujung alat sumber cahaya harus sedekat mungkin dengan permukaan <i>sealant</i> tanpa menyentuhnya. Ketika telah setting, <i>sealant</i> akan menjadi keras, <i>opaque</i>, berwarna kuning. <p><i>Pembersihan :</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Bersihkan sealant dengan menggunakan aplikator kapas untuk membuang lapisan tipis pada permukaan. 	
--	--	--

Gambar 2.9: Urutan kerja penempatan dengan *pit & fissure sealant* resin pada gigi

Sumber: Anonymus. *3M ESPE Clinpro TM Sealant Technical Product Profile*. [cited; Available from:<http://multimedia.mmm.com/mws/mediawebsserver.dyn?6666660Zjcf6lVs6EVs666aIfCOrrrrQ->

2.2. Penyerapan Air

2.2.1. Penyerapan Air

Suatu bahan yang direndam dalam air akan menyerap air dan mengalami kelarutan (Craig, 1993). Penyerapan air akan berlangsung beberapa bulan sampai mencapai keadaan jenuh.^[12]

Penyerapan air oleh suatu material menunjukkan jumlah air yang menempel pada permukaan dan diserap ke dalam material selama pembuatan atau saat aplikasi restorasi. Tingginya penyerapan air berhubungan dengan perubahan dimensi material tersebut.^[11] Penyerapan air dari suatu resin gigi, baik yang mengandung *filler* maupun tidak adalah hal penting dalam aplikasinya di bidang kedokteran gigi. Masuknya air mungkin memiliki efek yang menguntungkan yaitu dalam hal ekspansi komposit untuk mengimbangi pengerutan polimerisasi dengan meningkatkan penutupan tepi dan pengenduran tekanan di dalam matriks selama pengerutan (Martin and Jedyakiewicz, 1998; Santos *et al.*, 2002; Sideridou *et al.*, 2003, 2004).^[13] Matriks polimer mampu menyerap air yang diiringi ekspansi komposit, tapi tidak cukup untuk menghilangkan pengerutan polimerisasi.^[5] Penyerapan cairan dapat menginduksi *stress* di sekitar *filler* yang kuat sebagai hasil dari ekspansi matriks. Air yang diserap bisa bereaksi dengan *coupling agent* atau dengan partikel *filler* inorganik. Hal ini menyebabkan peregangan ikatan *filler* yang pada akhirnya akan menyebabkan lepasnya komponen material.^[14] Peningkatan penyerapan air dapat disebabkan oleh proses pengerasan bahan. Pada waktu *silica gel* terbentuk, cenderung menyerap air. Aluminium sebagai salah satu kation pembentuk matriks utama cenderung membentuk hidrat. Setelah terjadi polimerisasi lanjutan maka seiring dengan pertambahan waktu, ada kecenderungan penyerapan air mengalami kejenuhan.^[12] Material restorasi berbahan dasar resin, dapat mengalami perubahan fisik sebagai akibat reaksi polimerisasi dan interaksi lanjutan dengan lingkungan yang basah dalam mulut. Mengikuti proses polimerisasi, molekul air yang masuk dapat menyebabkan mobilisasi ion dalam matriks. Sedangkan keluarnya monomer yang tidak bereaksi, melepaskan ion

dari aktivator atau *filler*. Penyerapan air ini mungkin menyebabkan beberapa efek yang tak diinginkan, seperti pelunakkan matriks resin, degradasi resin, penurunan ketahanan warna dan bocornya elemen *filler*.^[15] Penyerapan air ini dapat terjadi karena matriks resin bersifat hidrofilik dimana kelompok fungsional dari matriks resin adalah kelompok hidroksi dan ikatan eter dan ester yang semuanya memiliki afinitas yang tinggi terhadap H₂O.^[16] H₂O menyebabkan pemecahan hidrolitik dari permukaan *filler*. Ion hidrogen diserap oleh permukaan kaca, konsentrasi ion OH⁻ air menempel pada permukaan kaca semakin meningkat. Ion OH⁻ merupturkan ikatan *siloxane* permukaan kaca. Selama proses tersebut, ikatan *siloxane* yang putus juga menyerap ion hidrogen. Kemudian pemecahan ikatan *siloxane* menghasilkan 2 kelompok SiOH dan pembentukan ion OH⁻ baru yang bebas untuk berpartisipasi dalam pemecahan ikatan *siloxane* selanjutnya. Reaksi menjadi autokatalitik dengan produksi ion OH⁻ yang baru secara berkelanjutan, dimana salah satunya dikonsumsi pada reaksi pecahnya ikatan *siloxane*. Akibat dari berlanjutnya reaksi autokatalitik, ikatan permukaan akan meregang dan melemah.^[17]

Kebanyakan material berdasar polimer menyerap air ke dalam matriks melalui suatu proses difusi terkontrol dan beberapa juga akan menyerap air sebagai hasil dari reaksi *setting*. Pada material restoratif kompolimer, dimana reaksi ionik sekunder untuk berpolimerisasi tergantung pada molekul air yang menyebabkan disosiasi molekul karboksilik.^[15] Matriks resin sangat signifikan dalam menunjang jumlah dan tingkat ekspansi higroskopik. Sifat hidrofilik dari matriks polimer akan menentukan kemampuan molekul air untuk berdifusi ke dalam matriks, sedangkan elastisitas dan kekuatan ikatan akan menentukan peningkatan dimensi material.

Ada penelitian yang kebanyakan materialnya diuji setelah mengalami lebih dari 90% ekspansi volumetrik final dan berubah dalam berat dalam 7 – 10 hari. Setelah itu, diikuti dengan pertambahan sedikit atau banyak dalam volume dan berat. Dua tahap ekspansi ini mungkin menyebabkan degradasi hidrolitik pada ikatan molekuler atau perenggangan ikatan ini yang melewati batas elastik sehingga menyebabkan ruptur.^[15] Penyerapan air dari material komposit

dipengaruhi oleh polaritas dan konversi monomer dalam matriks, cara polimerisasi dan berbagai faktor lainnya.^[18]

Kebanyakan polimer yang digunakan dalam kedokteran gigi, seperti komposit resin, gigi tiruan, rentan terhadap penyerapan dari pelarut, khususnya air dan kehilangan dari komponen yang dapat larut. Molekul pelarut memaksa ikatan polimer berjauhan, menyebabkan ekspansi. Karena kekuatan dari ikatan menurun, polimer menjadi lebih lunak dan kekuatan menurun.

Penyerapan air oleh polimer diharapkan seminimal mungkin sehingga sifat polimer dapat dipertahankan. Cara yang paling mudah untuk menilai penyerapan air dari sebuah polimer yaitu dengan memantau perubahan berat sebuah sampel sewaktu direndam di dalam air.

Proses penyerapan air diatur oleh tingkat difusi air. Semakin tinggi tingkat difusi maka lebih banyak air yang akan diserap. Perlu dipastikan bahwa air yang diserap oleh sampel dari udara harus dihilangkan dengan menggunakan desikator. Hal ini bertujuan untuk menghindari kerancuan bahwa air yang ada pada sampel merupakan air yang diserap oleh material akibat peredaman dalam air. Air umumnya diserap lebih cepat daripada larutnya komponen, hal ini ditunjukkan dengan peningkatan berat yang cepat pada waktu awal sampai sampel mendekati kejenuhan. Pada kebanyakan polimer, jumlah penyerapan air diperkirakan berkisar 30 – 50 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$.^[19] Secara umum, ada dua tipe difusi air melalui material polimer, yaitu:

1. teori volumetrik bebas → air berdifusi melalui hambatan kecil (*microvoid*) tanpa ada hubungan yang berarti dengan molekul polar dari material.
2. teori interaksi → air berdifusi melalui material, berikatan dengan kelompok hidrofilik.

Polimer menyerap air dalam beberapa tingkatan, tergantung pada struktur mikro dan aspek molekuler seperti polaritas dari struktur molekuler, keberadaan gugus hidroksil yang mampu membentuk ikatan hidrogen dengan air, derajat *cross-linking* matriks, keberadaan sisa air, dan tipe dimensi, volume, kemampuan berdifusi dan daya larut partikel *filler*.

Air dapat berpenetrasi ke dalam matriks hidrofobik berdasarkan 3 mekanisme, yaitu:

1. difusi langsung ke dalam fase material
2. penetrasi dari *microvoid* atau kerusakan mikro yang memang sudah ada pada material tersebut atau akibat masuknya air.
3. aliran molekul air disepanjang *filler-matrix interface*.

Pada teori terkini diketahui bahwa kualitas ikatan antara *filler* dan matriks juga penting untuk dibahas. Adhesi yang lemah antara *filler* dan matriks mungkin menentukan jalur difusi kapiler yang membawa dan mengikat air.

Berdasarkan penelitian sebelumnya mengenai tiga jenis komposit resin (CR2, RMGIC, dan PMCR) diketahui perbandingan nilai penyerapan air pada perendaman selama 12, 24, 36, 48, 96 dan 168 jam menunjukkan bahwa penyerapan air terjadi paling banyak pada 24 jam pada CR1, CR2 dan RMGIC.

Tingkat kelarutan material yang tinggi dapat menyebabkan penurunan kekuatan material. Faktanya, suatu faktor utama kelarutan material berbahan dasar resin adalah tingkat konversi monomer, monomer sisa yang mudah larut dan rendahnya tingkat polimerisasi, semuanya dapat meningkatkan kelarutan komponen material. Dalam hubungannya dengan hal tersebut, adanya jaring polimer yang mengandung oksigen dapat menghambat polimerisasi sehingga dapat memfasilitasi kelarutan. Kelarutan tergantung pada matriks, yaitu:

- komposisi dan polimerisasi matriks
- ukuran, penyebaran *filler*
- *interface* antara *filler* dan matriks

Komponen-komponen dari material berbahan dasar resin yang dapat larut antara lain:

- monomer sisa
- *filler*
- aktivator
- *inhibitor* polimerisasi
- produk degradasi seperti *formaldehide* dan asam *methacrylic*^[20]

2.2.2. Uji Penyerapan Air

Uji penyerapan air ditentukan menurut metode yang tercantum dalam standar normal ISO 4049 (2000). Spesimen berbentuk silinder (diameter 15 mm x tebal 1 mm) dimasukkan kedalam cetakan *teflon* antara dua buah penutup lempeng kaca dan disinari sesuai prosedur standar ISO 4049 (2000). Saat pemindahan spesimen ditempatkan pada suatu desikator (suatu tempat pengawetan dengan cara pengeringan) yang mengandung *silica gel* kering yang segar. Setelah 22 jam, spesimen tersebut dipindahkan, simpan dalam desikator pada suhu 23° C selama dua jam dan ditimbang dengan suatu presisi 0,01 mg. siklus ini diulang sampai massa (m_1) konstan diperoleh. *Disc* kemudian direndam dalam air suling pada suhu 37° C selama tujuh hari kemudian angkat, keringkan dan timbang (m_2). Setelah ditimbang, kondisi spesimen dikembalikan menjadi massa konstan (m_3) dalam desikator seperti disebutkan diatas. Ketebalan dan diameter sampel diukur secara akurat pada lima poin dengan menggunakan mikrometer (0,25 mm) dan menggunakan pengukuran ini juga untuk menghitung volume dalam mm^3 . Nilai dari penyerapan air (W) tiap *disc* dihitung dengan menggunakan rumus berikut:

$$W = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

Rumus 2.1: Penyerapan air

Sumber: Malacarne J, et.al. Water Sorption / Solubility of Dental Adhesive Resins. *J Dent Mater.* 2006 (22): 973-80.

2.3. Kekerasan Material Pit dan Fissure Sealant

2.3.1. Definisi dan Gambaran Umum Kekerasan

Kekerasan didefinisikan sebagai ketahanan terhadap indentasi dan penetrasi yang permanen. Kekerasan mengacu pada variasi sifat dari suatu bahan dalam fase solid yang memberikannya resistensi tinggi terhadap berbagai macam perubahan bentuk ketika suatu tekanan diaplikasikan padanya.^[5]

Persamaan berdasarkan definisi kekerasan adalah tekanan yang diaplikasikan pada area kontak antara alat (indenter) dan bahan material yang di uji. Hasil nilai kekerasan tercantum dalam satuan tekanan (seperti GPa atau Mpa).^[21] Kekerasan makroskopik biasanya dikarakteristikan oleh ikatan antar molekul. Tapi, respon dari material solid saat dibawah tekanan adalah kompleks sehingga menghasilkan beberapa definisi keilmuan yang berbeda dari apa yang mungkin disebut “kekerasan” yang digunakan setiap hari. Ada beberapa definisi operasional dari kekerasan, yaitu:

- *Scratch hardness*: resistensi terhadap fraktur atau deformasi plastik (permanen) akibat friksi dari suatu objek yang tajam.
- *Indentation hardness*: resistensi terhadap deformasi plastik (permanen) akibat beban yang konstan dari suatu objek yang tajam.

Kekerasan permukaan merupakan hasil dari interaksi sejumlah sifat. Adapun sifat-sifat material yang mempengaruhi kekerasan antara lain:

1. *strength*
2. *proportional limit*
3. *ductility* (kemudahan dibentuk)
4. *malleability* (kemudahan ditempa)
5. resistensi terhadap abrasi.^[22]

Selain itu, kekerasan permukaan material juga dipengaruhi oleh absorpsi air. Penyerapan air ini berhubungan dengan menurunnya kekerasan permukaan dan resistensi pemakaian. Matriks bersifat hidrofilik dan dapat menyerap sejumlah substansi etanol dan molekul air. Pelarut ini akan mempenetrasi *cross-link* pada matriks resin sehingga menyebabkan material menjadi kurang keras (menjadi lunak) dan kurang resisten terhadap fraktur (Ferracane and Marker, 1992).^[23] Kekerasan merupakan sifat mekanik material yang berkaitan dengan derajat polimerisasi.^[5]

Perubahan kekerasan dapat merefleksikan status *cure* dari sebuah material dan kesinambungan dari *setting reaction*. Telah diperlihatkan bahwa pada kedalaman 2mm atau lebih, pengaruh yang besar pada *cure* dari resin

komposit berhubungan semata – mata terhadap intensitas sumber cahaya dan durasi pemaparan. [24]

2.3.2. Uji Kekerasan Vicker

Uji kekerasan Vicker merupakan uji kekerasan permukaan suatu material.^[11] Uji Vicker merupakan uji kekerasan yang lebih mudah daripada uji kekerasan lainnya. Prinsip dasar dari semua pengukuran kekerasan adalah mengobservasi kemampuan material untuk bertahan terhadap deformasi plastik dari suatu sumber standar.^[25]



Gambar 2.10 : Alat uji kekerasan permukaan (Vicker)

Sumber : Laboratorium Ilmu Material Kedokteran Gigi FKG-UI

Uji kekerasan Vicker dikembangkan pada awal 1920-an sebagai suatu metode alternatif untuk mengukur kekerasan material.^[25] Uji kekerasan Vicker sangat berguna untuk mengukur kekerasan suatu material yang kecil dan untuk material yang sangat keras.^[11] Tapi, uji kekerasan Vicker ini juga dapat digunakan untuk menguji kekerasan dari material yang rapuh dan juga struktur gigi.^[22] Salah satu contoh material yang dapat diuji kekerasannya dengan uji kekerasan Vicker ini adalah komposit resin.^[26] Oleh karena itu, dapat digunakan untuk semua logam dan memiliki skala yang terluas diantara uji kekerasan

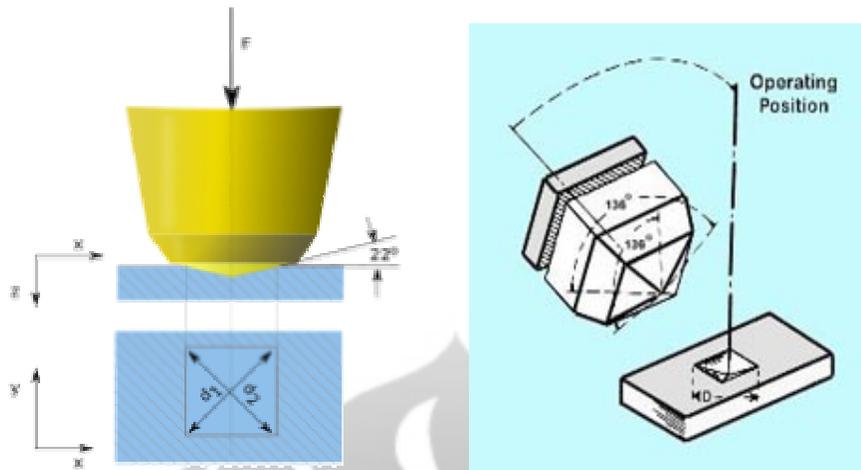
lainnya. Satuan kekerasan pada uji ini dikenal dengan *Vickers Pyramid Number* (HV).^[25] Nilai mikroindentasi *Vicker* merupakan suatu penghitungan matematis dari gaya, pengukuran linear dan bentuk geometrik indentor. Persamaan ini dan prosedur uji tercakup dalam ASTM E-384 dan ISO 6507.^[27]

Pada uji ini digunakan indentor berbentuk piramida diamond 136° dimana indentor ini akan menekan material dengan aplikasi beban tertentu.^[25] Rentang besarnya beban yang diaplikasi pada uji kekerasan Vicker adalah 10 - 1200 N (1 – 120 kg).^[11] Besarnya beban yang digunakan saat indentasi pada penelitian ini adalah sebesar 980,7 mN (HV0,1).^[28] Pada HV0,1 ketidaktentuan *tester* dekat dengan batas toleransi. Pada uji dengan menggunakan gaya yang lebih rendah, ketidaktentuan komponen dapat mempengaruhi pengukuran diagonal sehingga mengubah nilai HV dengan cepat.^[27] Indentasi dilakukan selama 10 detik. Hasil indentasi dari indentor akan berbentuk segiempat. Nomor kekerasan dapat dikonversi ke dalam satuan *Pascal* (Pa) tapi sebaiknya tidak dibingungkan dengan tekanan yang memiliki satuan yang sama. Nilai kekerasan ditentukan oleh beban yang diterima pada permukaan area lekukan dan bukan pada area yang normal untuk tekanan.

Ketika melakukan uji kekerasan, jarak antara lekukan (indentasi) harus lebih dari 2.5 diameter indentasi untuk mencegah interaksi antara regio "*work-hardened*". Kekuatan bidang material dapat diketahui melalui pendekatan berikut:

$$H_V = c\sigma_y \approx 3\sigma_y$$

dimana *c* adalah suatu konstanta yang ditentukan oleh faktor geometris, biasanya memiliki rentang antara 2 dan 4.^[25]



Gambar 2.11 : Jejas hasil indentasi alat uji Vicker

Sumber : Anonymous. *Vicker Hardness Test*. 2008 [cited; Available from: http://en.wikipedia.org/wiki/Vickers_hardness_test

2.4. Degradasi Kimia

Terdapat beberapa faktor yang mempengaruhi tingkat degradasi polimer, yaitu tipe ikatan kimia di dalam struktur polimer, pH medium perendaman, komposisi kopolimer dan kemampuan mengambil air. *Interface* antara *filler* dan matriks merupakan jalur yang paling sering untuk penetrasi air. Air dapat memperlunak komposit dengan cara mempenetrasi matriks yang akan memicu pelepasan monomer yang tidak bereaksi dan degradasi serta melepaskan komponen *filler*. Air yang diserap berdifusi secara internal melalui matriks, *filler interface*, porus dan defek lainnya, kemudian melarutkan partikel *filler* secara lambat.^[9]

Sifat resin yang menyerap air dan stabilitas hidrolitik dari *filler* dan *coupling agent* merupakan beberapa karakteristik kimia yang utama dari resin. Degradasi disebabkan oleh lepasnya monomer sisa, substansi organik partikel *filler* dan ion. Dalam penelitian Ferracane, degradasi dari *filler-matrix interface*

terjadi setelah komposit gigi berkontak dengan pelarut etanol-air dalam jangka waktu yang lama. Dengan kata lain, kimia tersebut lebih mempengaruhi matriks polimer daripada *filler*. Dengan demikian, partikel *filler* tidak mendominasi proses hilangnya permukaan. Degradasi polimer merupakan proses kunci dari erosi material. Terdapat dua prinsip mekanisme degradasi polimer, yaitu secara pasif melalui hidrolisis (paling penting) dan secara aktif dengan reaksi enzimatik.^[9]

Kopolimer Bis-GMA / TEGDMA lebih mudah terjadi pelunakkan yang diakibatkan oleh kimia khususnya etanol-air. TEGDMA diidentifikasi sebagai komponen utama yang dilepaskan dari komposit resin yang terpolimerisasi. Finner menunjukkan bahwa setiap material berbasis dasar resin melepaskan beberapa komponen ke dalam rongga mulut khususnya TEGDMA mengakibatkan degradasi atau erosi restorasi resin setelah polimerisasi 24 jam. TEGDMA menciptakan jaringan polimer yang paling padat tapi paling fleksibel dan paling tinggi menyerap air.^[9]

Pada penelitian terbaru disebutkan bahwa air destilasi dapat mendegradasi material secara signifikan. Penelitian lain menunjukkan bahwa air memainkan peranan penting dalam degradasi hidrolitik dan erosi material resin dengan cara meregangkan *filler* matriks. Degradasi hidrolitik mungkin dijelaskan dengan reaksi *self-catalitic* dari air destilasi yang menyerang ikatan *siloxane* dengan ion *hidroxy*l untuk memicu terjadinya degradasi hidrolitik dari permukaan *filler* di dalam air. Air yang berkontak dengan permukaan *silica* akan memutuskan ikatan *siloxane* untuk membentuk gugus silanol.^[9]

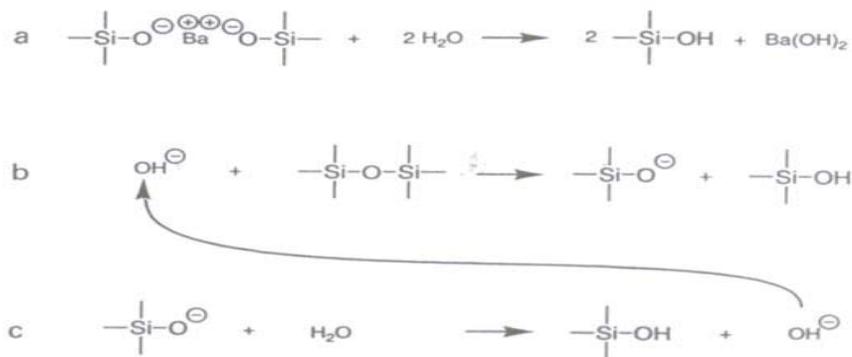
2.4.1. Degradasi Partikel Filler

Degradasi *filler* terjadi pada permukaan material atau di dalam material setelah difusi kimia melalui matriks. Bahan kimia terbanyak yang terdapat dalam mulut adalah saliva dengan kandungan air yang tinggi. Air itu sendiri dapat menyebabkan pemecahan hidrolitik permukaan *filler*.

Pemecahan ini disebabkan oleh dua mekanisme:

1. keluarnya elemen dari *filler*
2. setelah air berdifusi melalui matriks dan sampai ke permukaan *filler*, maka air mulai memecah permukaan *filler*.

Charles menemukan bahwa H^+ diserap oleh permukaan *filler* menyebabkan konsentrasi OH^- yang menempel pada permukaan *filler* meningkat. Ketika pH air melebihi 9,5 ion OH^- mulai merupturkan ikatan *siloxane* permukaan *filler*. Selama proses tersebut, ikatan *siloxane* yang terputus juga menyerap ion hidrogen. Kemudian, pecahnya ikatan *siloxane* menghasilkan dua kelompok $SiOH$ disertai dengan pembentukan ion OH^- baru yang bebas untuk berpartisipasi dalam pemecahan ikatan *siloxane* selanjutnya. Reaksi menjadi autokatalitik akibat produksi ion OH^- baru secara berkelanjutan. Ketika reaksi autokatalitik berjalan, permukaan akan berekspansi dan menjadi lemah.^[17]



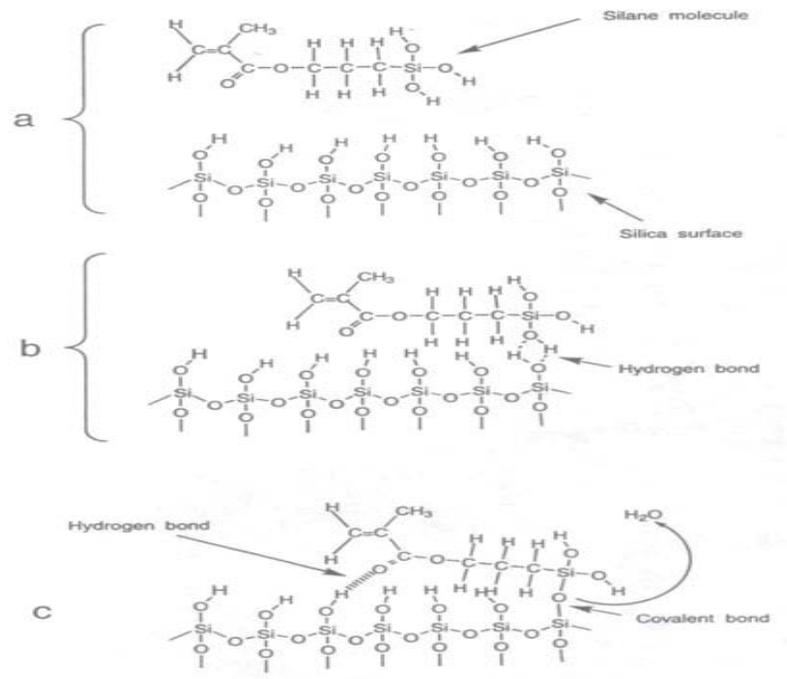
Gambar 2.12 : Degradasi hidrolitik. Molekul air mensubstitusi *glass-modifying* ion dengan H^+

Sumber : Eliades, G. *Dental Material In Vivo: Aging and Related Phenomena*. Chicago: Quinjisence Publishing Co, Inc. 2003; P.115

2.4.2. Degradasi Filler-Silane Interface

Coupling agent mengandung γ -methacryloxypropyltrimethoxy silane (MPS), dimana pada salah satu ujungnya molekul *silane* bereaksi dengan permukaan *filler* dan membentuk ikatan *siloxane*. Sedangkan pada ujung lain dari MPS, kelompok *methacrylate* berpolimerisasi dengan matriks resin dan membentuk ikatan kovalen. Sebagai tambahan, kelompok karbonil dari MPS membentuk ikatan hidrogen dengan permukaan *filler*, suatu ikatan yang dapat putus dan terbentuk kembali.

Telah diketahui sebelumnya bahwa pemaparan air dapat menurunkan sifat mekanik pada material komposit resin. Penurunan sifat ini sangat dipengaruhi oleh efek *plasticizing* dari air pada kebanyakan resin, tapi dapat juga disebabkan oleh pemecahan *filler-resin interface* oleh air. Selama pemecahan ini, permukaan *filler* diperlemah dan ikatan *siloxane* antara permukaan *filler* dan *silane* ruptur. Faktor kunci pada pemecahan *filler-silane interface* adalah bagaimana air dapat dengan mudahnya menembus lapisan *silane* dan mencapai permukaan *filler*. *Silane* yang melapisi partikel *filler* bersifat hidrofobik, ini berarti bahwa air tidak akan mencapai permukaan *filler*. Dengan demikian, pemecahan permukaan *silane-filler* merupakan proses degradasi yang lambat.^[17]



Gambar 2.13: a) interaksi permukaan *silane & silica*. b) dimulai dengan pembentukan ikatan hidrogen. c) air keluar melalui reaksi kondensasi. Ikatan hidrogen terjadi antara gugus karbonil MPS dan gugus OH dari permukaan *silica* pada saat bersamaan, menyebabkan MPS berorientasi paralel dengan permukaan *silica*.

Sumber : Eliades, G. *Dental Material In Vivo: Aging and Related Phenomena*. Chicago: Quinjisence Publishing Co, Inc. 2003; P.117

2.4.3. Degradasi Matriks

Degradasi matriks resin dipengaruhi oleh *degree of cure*. Mekanisme degradasi *filler-silane* dan ikatan *silane-resin* yang lemah dipengaruhi oleh *degree of cure*. Peningkatan *degree of cure* mempengaruhi degradasi pada permukaan *filler* dengan peningkatan densitas resin dan penurunan tingkat difusi melalui matriks sehingga memperlambat tingkat reaksi pada permukaan *filler*. Selain itu, semakin tinggi *degree of cure* maka semakin efisien *curing* dari *silane-resin* sehingga akan dihasilkan ikatan *filler-resin* yang lebih baik. Bila membahas

mengenai mekanisme degradasi matriks resin, maka perlu dibahas juga mengenai pelepasan monomer dan substitusi molekuler. Ketika komposit resin direndam dalam etanol maka monomer yang lepas selama interval waktu yang singkat lebih banyak daripada jika direndam dalam air. Ketika molekul monomer keluar ke medium alkohol, maka molekul alkohol berdifusi masuk ke dalam resin. Selama proses ini, matriks akan mengembang dan mempertahankan molekul alkohol di dalam jaringan resin. Sebab ruangan ditempati molekul alkohol maka jarak antar rantai polimer akan membesar. Peningkatan jarak antar rantai ini melemahkan interaksi polar antar rantai yang terpisah sehingga matriks menjadi lunak.

Monomer yang lepas akan meninggalkan porus permukaan dan kepadatan yang menurun. Penurunan kepadatan ini dapat memfasilitasi difusi dan degradasi yang disebabkan oleh komponen lain. Hal ini menunjukkan bahwa oksigen dapat berinteraksi dengan kelompok *methacrylate* dan menghasilkan *formaldehida*. Reaksi ini terjadi menurut formula berikut :



Øysaed, et al menemukan *formaldehida* keluar dari permukaan komposit resin dan dapat dideteksi setelah resin direndam dalam air selama 115 hari. Pembentukan *formaldehida* bisa melalui oksidasi langsung kelompok *methacrylate* atau melalui dekomposisi kopolimer *oxygen-methacrylate*. Peningkatan porusitas komposit resin mungkin juga meningkatkan kandungan *formaldehida* akibat peningkatan retensi oksigen.^[17]

2.5. Lampu Halogen

Lampu Halogen adalah sumber yang paling sering digunakan untuk fotoaktivasi dari *resin based* dental material. Keuntungan lampu ini mencakup teknologi yang rendah biaya sementara kekurangan mereka mencakup produksi temperature tinggi dan penurunan penyinaran seiring waktu karena bertambahnya usia bohlam dan *filter*.^[29] *Light Curing Unit* (LCU) yang paling banyak digunakan adalah lampu *Quartz Tungsten Halogen* (QTH). Hasil utama

dari QTH adalah energi infrared yang mungkin diserap oleh komposit dan hasilnya adalah peningkatan vibrasi molekul dan generasi panas. Jadi, QTH membutuhkan *filter* penyerap panas untuk mengurangi energi infrared dari *light curing* ke gigi. Sebaliknya, energi infrared yang tidak disaring dapat menghasilkan generasi panas pada kamar pulpa.

Penggunaan LCU QTH dengan waktu fotoaktivasi yang direkomendasikan pabrik menghasilkan peningkatan temperature yang lebih tinggi daripada kedua unit LED. Sebaliknya, *Freelight* LED menghasilkan kekerasan yang lebih rendah daripada *unit curing* lainnya. Menyamakan densitas energi total, 2 unit LED menghasilkan peningkatan temperature yang lebih tinggi daripada LCU QTH, sebaliknya tidak ada perbedaan statistik diantara nilai kekerasan.^[30]

Penelitian sebelumnya menyebutkan bahwa spesimen yang dipolimerisasi dengan LED memiliki tingkat penyerapan air yang lebih besar daripada yang dipolimerisasi dengan lampu halogen. Hal ini mungkin dijelaskan dengan adanya hubungan antara densitas *cross-link* dengan penyerapan air. Komposit dengan densitas *cross-link* yang lebih rendah mungkin lebih mudah mengalami hidrolisis dan menyerap air sehingga menyebabkan sifat material yang kurang optimal dan menurunkan usia restorasi. Ketika reaksi polimerisasi *cross-link* dimulai, pada tahap inisiasi terbentuk polimer linear yang lebih banyak. Hanya selama tahap akhir konversi, jarak fisik antar komponen yang dapat berikatan menjadi lebih kecil, terjadi pemanjangan *cross-link*. Pembentukan viskositas jaring yang cepat mungkin menghasilkan rantai yang lebih pendek dengan berat molekuler yang lebih rendah dengan *cross-link* yang sedikit. Kebanyakan energi yang dihasilkan oleh LED jatuh pada spektrum absorpsi fotoinisiator *camphorquinone*, menghasilkan efisiensi yang lebih besar dari LED daripada lampu halogen. *Power-density* dari LED *curing unit* lebih tinggi daripada halogen *curing unit*. Dengan demikian, polimerisasi dengan LED mungkin terjadi lebih cepat daripada dengan lampu halogen.

Hal tersebut mungkin bertanggungjawab terhadap densitas *cross-link* yang rendah pada material yang terpolimerisasi dengan LED daripada lampu

halogen sehingga penyerapan air yang terjadi pada spesimen yang dipolimerisasi dengan LED menjadi lebih tinggi. Yap, et. al (2004) menyimpulkan bahwa komposit yang dipolimerisasi dengan LED mungkin memiliki *cross-link* yang lebih sedikit daripada yang dipolimerisasi dengan lampu halogen konvensional.^[29]



2.6. Kerangka Teori

