

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Resin Komposit

Bahan resin komposit diperkenalkan dalam profesi kedokteran gigi pada awal tahun 1960. Resin komposit digunakan untuk menggantikan struktur gigi yang hilang, memodifikasi warna dan kontur gigi, serta menambah estetik. Bahan resin komposit sudah sangat luas digunakan dibidang kedokteran gigi sebagai bahan tumpatan yang mementingkan estetik (*restorative esthetic material*). Pada umumnya resin komposit yang dipasarkan adalah bahan universal yang berarti dapat digunakan untuk restorasi gigi anterior maupun posterior (Sensi *et al.*, 2004).

Dr. Ray L. Bowen pada tahun 1962 menciptakan material resin komposit jenis baru yang menggunakan bahan utama dari *bisphenol glycidyl methacrylate* (Bis-GMA), resin *dimethacrylate* dan *silane coupling agent organic* untuk mengikat partikel *filler* dan matriks resin. Komposit merupakan material polimer *high cross-linked* yang tercipta dengan adanya *disperse* dari *glass*, kristal atau partikel *filler* dengan serat-serat pendek yang mengikat matriks oleh adanya *silane coupling agent* (Annusavice, 2004)

2.1.1 Komposisi Resin Komposit

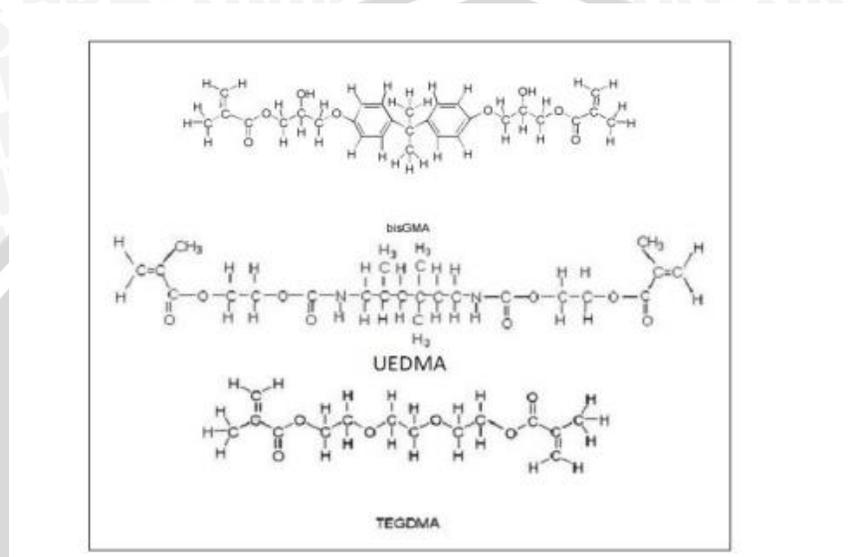
Komposisi dari resin komposit adalah :

a. Matriks resin

Pada bahan komposit, matriks mempunyai kegunaan dalam memegang dan mempertahankan serat pada posisinya. Selain itu, pada saat terjadi pembebanan, matriks dapat merubah bentuk dan mendistribusikan tegangan ke unsur utamanya yaitu serat. Matriks juga dapat memberikan sifat tertentu, misalnya elastisitas, keuletan dan konduktivitas. Bahan matriks resin komposit banyak menggunakan monomer yang merupakan diakrilat aromatik atau alipatik. *Bisphenol-A-Glycidyl Methacrylate* (Bis-GMA), *Urethane Dimethacrylate* (UDMA), dan *Triethylene Glikol Dimethacrylate* (TEGDMA) merupakan dimetakrilat yang umum digunakan dalam resin komposit. Monomer dengan berat molekul tinggi, khususnya Bis-GMA sangat kental pada temperatur ruang (25°C). Penggunaan monomer kental penting untuk memperoleh tingkat pengisi yang tinggi. Monomer yang memiliki berat molekul lebih tinggi dari pada metil metakrilat dapat membantu mengurangi pengerutan polimerisasi. Nilai polimerisasi pengerutan untuk resin metilmetakrilat adalah 22%V dimana untuk resin Bis-GMA yaitu 7,5%V. Terdapat sejumlah komposit yang lebih memilih menggunakan UDMA dari pada Bis-GMA (Anusavice, 2004 ;Lesage,2007).

Bis-GMA dan UDMA merupakan cairan yang memiliki kekentalan tinggi karena memiliki berat molekul yang tinggi. Ukuran *filler* yang lebih besar cenderung membuat bahan lebih kaku dan bentuk partikel *hybrid* menghasilkan nilai modulus elastisitas yang lebih tinggi dibanding bentuk partikel *spherical*. Untuk mengatasi masalah tersebut, monomer yang memiliki kekentalan rendah dikenal sebagai pengontrol kekentalan seperti *metil metakrilat* (MMA), *etilen glikol dimetakrilat* (EDMA), dan *triethylene glikol dimethacrylate* (TEGDMA) adalah yang paling sering digunakan. Selain monomer, bahan tambahan lain yang ditambahkan pada matriks

resin adalah sistem aktivator-inisiator, penghambat, penyerap sinar ultra violet, pigmen, dan pembuat opak. Komponen-komponen ini terdapat dalam konsentrasi yang kecil (Annusavice, 2004).



Gambar 2.1 Struktur kimia Bis-GMA, UEDMA, dan TEGDMA

b. Partikel bahan pengisi

Dimasukkannya partikel bahan pengisi ke dalam suatu matriks secara nyata dapat meningkatkan sifat bahan matriks bila partikel pengisi benar-benar berikatan dengan matriks. Bila tidak, partikel bahan pengisi dapat melemahkan bahan. Bahan pengisi halus yaitu quartz, lithium aluminium silicate, barium, strontium, zinc. Bahan pengisi sangat halus yaitu colloidal silica. Radiopak bahan pengisi disebabkan oleh sejumlah kaca dan porselen yang mengandung logam berat seperti barium (Ba), strontium (Sr) dan zirconium (Zr). Kaca pengisi yang paling sering dipakai adalah kaca barium. *Filler* dimasukkan ke dalam matriks resin untuk mengurangi kontraksi

polimerisasi, mengurangi koefisien muai termis, meningkatkan sifat mekanis komposit antara lain kekuatan dan kekerasan, mengurangi penyerapan air, kelunakan dan pewarnaan (Anusavice, 2004).

c. *Coupling agent*

Untuk memiliki sifat yang baik, komposit harus memiliki ikatan yang baik antara partikel pengisi anorganik dan matriks resin selama *setting*. *Coupling agent* atau bahan pengikat berfungsi untuk mengikat partikel bahan pengisi dengan matriks resin. Adapun kegunaannya yaitu untuk meningkatkan sifat mekanis dan sifat fisik resin, menstabilkan hidrolitik dengan mencegah air dari penetrasi bahan pengisi resin. Bahan pengikat (*coupling agent*) yang paling sering digunakan adalah senyawa silikon organik yang disebut *silane*, seperti organosilanes (3-metoksi-propil-trimetoksi silane). Zirconates dan titanates juga sering digunakan. *Coupling agent* telah dianjurkan dalam meningkatkan sifat mekanik dari resin komposit. Namun, penyelidikan pada peningkatan kekuatan ikatan alumina terutama pada keramik komersial primer yang mengandung bahan *coupling agent* dan pengobatan tribochemical. Secara umum, ada banyak jenis *coupling agent* yang diformulasikan untuk ikatan spesifik antara *filler* dan matriks resin yang berbeda. Parameter kelarutan digunakan untuk mempertimbangkan penetrasi *coupling agent* ke dalam matriks resin, khususnya resin termoplastik (Takahasi *dkk.*, 2012).

d. Sistem aktivator-inisiator

Monomer metal metakrilat dan dimetil metakrilat berpolimerisasi dengan mekanisme polimerisasi tambahan yang diawali oleh radikal bebas. Radikal bebas dapat berasal dari aktivasi kimia atau pengaktifan energi eksternal (panas dan

dingin). Karena komposit gigi penggunaan langsung biasanya menggunakan aktivasi sinar atau kimia (Anusavice, 2004).

i. Diaktivasi kimiawi

Resin yang diaktifkan dengan cara kimiawi terdiri dari dua pasta yang mengandung inisiator benzoil peroksida dan aktivator amin tersier. Bila kedua pasta disatukan, amin tersier akan bereaksi dengan benzoil peroksida dan membentuk radikal bebas dan polimerisasi tambahan dimulai. Bahan-bahan ini biasanya digunakan untuk restorasi dan pembuatan inti yang pengerasannya tidak dengan sumber sinar (Anusavice, 2004).

ii. Diaktivasi sinar

Sistem pertama yang diaktifkan dengan sinar menggunakan sinar ultra violet untuk merangsang radikal bebas. Dewasa ini komposit yang diaktifkan dengan ultra violet telah diganti dengan sistem yang diaktifkan sinar yang dapat dilihat dengan mata, yang secara nyata meningkatkan kemampuan berpolimerisasi lapisan yang lebih tebal sampai 2 mm. Komposit yang diaktifkan dengan sinar tampak lebih luas penggunaannya dibandingkan bahan yang diaktifkan secara kimia. Komposit gigi yang mengeras dengan sinar terdiri dari satu pasta saja. Sistem pembentuk radikal bebas yang terdiri atas molekul-molekul *fotoinisiator camphorquinone* dan aktivator amin terdapat dalam pasta tersebut. Bila kedua komponen ini tidak disinari, maka keduanya tidak akan bereaksi. Sebaliknya, bila disinari dengan panjang gelombang yang tepat akan merangsang fotoinisiator bereaksi dengan aktivator amin tersier membentuk radikal bebas (Anusavice, 2004).

e. Bahan penghambat

Untuk meminimalkan atau mencegah polimerisasi spontan dari monomer, bahan penghambat dapat ditambahkan pada sistem resin. Penghambat ini memiliki potensi reaksi yang kuat terhadap adanya radikal bebas. Bila radikal bebas telah terbentuk, seperti dengan suatu pemaparan singkat bahan terhadap sinar ketika bahan dikeluarkan dari kemasan, bahan penghambat bereaksi dengan radikal bebas, dan kemudian menghambat perpanjangan rantai dengan mengakhiri kemampuan radikal bebas untuk mengawali proses polimerisasi. Bila semua bahan penghambat telah dipakai, perpanjangan rantai akan terjadi. Bahan penghambat yang sering dipakai adalah *butylated hydroxytoluene* dengan konsentrasi 0,01% berat (Annusavice, 2004).

f. *Modifier* optik

Untuk mencocokkan dengan warna gigi, komposit kedokteran gigi harus memiliki warna visual (*shading*) dan translusensi yang dapat menyerupai struktur gigi. Warna dapat diperoleh dengan menambahkan pigmen yang berbeda. Bahan pigmen ini terdiri dari oksida logam berbeda yang ditambahkan dalam jumlah sedikit. Translusensi atau opasitas dibuat untuk menyesuaikan dengan warna email dan dentin. Untuk meningkatkan opasitas, pabrik pembuat menambahkan titanium oksid dan alumunium oksid dalam jumlah kecil (0,001-0,007% berat) dalam oksid karena komposit tersebut merupakan bahan pembuat opak yang efektif. Semua *modifier* optik mempengaruhi kemampuan transmisi cahaya dari komposit (Anusavice, 2004).

2.1.2 Klasifikasi Komposit

Klasifikasi resin komposit digolongkan berdasarkan partikel *filler* dan ukuran distribusi. Secara umum ada 5 jenis resin komposit: *macrofilled composite* (komposit konvensional), *small particle-filled composite*, *microfilled composite*, *hybrid composite*, dan *nanofilled composite* (Gladwin dan Bagby, 2009).

a. *Macrofilled composite*

Macrofilled composite adalah resin komposit yang dikembangkan pada tahun 1970 dan telah dimodifikasi selama bertahun-tahun. Sering disebut juga dengan tradisional resin komposit atau bisa juga disebut dengan pasi makro. Bahan pengisi yang digunakan pada komposit ini adalah quartz giling. Secara umum resin komposit konvensional lebih tahan terhadap abrasi bila dibandingkan dengan akrilik tanpa bahan pengisi. Namun bahan ini memiliki permukaan yang kasar. Hal ini disebabkan oleh karena abrasi pada waktu penggunaan dimana matriks resin yang lunak terlepas dari partikel keras yang lebih resisten. Namun terdapat kekurangan dari resin komposit konvensional yaitu permukaan yang kasar dan cenderung mudah berubah warna (Anusavice, 2004).

b. *Small particle-filled composite*

Komposit berpartikel kecil muncul sebagai perkembangan alami untuk mendapatkan permukaan yang halus. Umumnya komposit berpartikel kecil mengandung pasi organik yang lebih banyak bila dibandingkan dengan komposit konvensional. Beberapa komposit berbahan pengisi partikel kecil menggunakan quartz sebagai bahan pengisi, namun kebanyakan menggunakan kaca yang mengandung logam berat. Bahan dengan pengisi kaca yang mengandung logam

berat biasanya bersifat radiopak. Bahan pengisi utama dari komposit partikel kecil terdiri atas partikel tumbuk dilapisi *silane*. Silika koloid umumnya ditambahkan dalam jumlah sekitar 5% berat untuk menyesuaikan kekentalan pasta. Bahan ini diindikasikan untuk daerah dengan tekanan dan abrasi tinggi seperti kasus kelas I dan II (Anusavice, 2004).

c. *Microfilled composite*

Untuk mengatasi masalah kekasaran pada permukaan komposit konvensional maka dikembangkan suatu bahan yang menggunakan partikel silika koloidal sebagai bahan pengisi anorganik. Komposit mikro memiliki sifat fisik dan mekanik yang kurang dibandingkan dengan komposit konvensional. Hal ini dikarenakan 50-70% volume bahan restorasi berasal dari resin. Jumlah resin yang lebih banyak dibandingkan bahan pengisinya dapat menyebabkan penyerapan air yang lebih tinggi, koefisien ekspansi termal yang lebih tinggi dan penurunan modulus elastisitas. Karena permukaannya halus, bahan ini menjadi resin pilihan untuk merestorasi gigi yang memerlukan estetika, khususnya pada daerah yang tidak memiliki beban berat, seperti pada kavitas kelas I, II, dan IV yang memungkinkan pecahnya restorasi lebih besar (Anusavice, 2004).

d. *Hybrid composite*

Bahan resin komposit jenis *hybrid* saat ini sering digunakan karena kehalusan permukaannya yang lebih baik dari jenis resin komposit partikel kecil, estetik setara dengan komposit berbahan mikro untuk penggunaan restorasi anterior, *compressive strength* yang tinggi hampir sama dengan sifat *wear resistance* amalgam. Karena itu resin komposit jenis *hybrid* dapat digunakan sebagai

bahan tumpatan gigi posterior dan sering digunakan sebagai restorasi anterior termasuk tumpatan kelas IV (Tang *dkk.*, 2010).

2.1.3 Sifat-Sifat Resin Komposit

2.1.3.1. Sifat fisik

a. Penyusutan saat polimerisasi (*polymerization shrinkage*)

Penyusutan volumetrik pada saat polimerisasi merupakan fungsi langsung dari jumlah *oligomer* dan pengencer. Penyusutan ini menciptakan tekanan pada saat polimerisasi antara struktur gigi dan komposit. Hal ini sangat berikatan antara komposit dan gigi, yang mengarah ke celah yang kecil dan dapat memungkinkan adanya kebocoran tepi. Tekanan ini dapat melebihi kekuatan tarik enamel dan menghasilkan retak dan kepatahan pada enamel. Hal ini merupakan potensi kegagalan yang besar pada komposit *microfilled*, di mana ada persen volume yang lebih tinggi dari polimer ini dan penyusutan polimerisasi lebih besar, karena adanya perkembangan tekanan penyusutan tergantung pada susut regangan volumetrik dan kekakuan komposit pada saat penyusutan (Craig, 2006).

b. Penyerapan air

Resin komposit mempunyai kemampuan untuk dapat menyerap air (*water sorption*). Kemampuan dalam menyerap air pada komposit hybrid masih lebih rendah daripada resin komposit *microfine*. Hal ini disebabkan oleh besarnya fraksi volume dari polimer. Kualitas dan stabilitas dari *silane coupling agent* sangat penting untuk meminimalkan kegagalan ikatan antara *filler* dan *polymer* serta kemampuan untuk menyerap air (Craig, 2006).

c. Warna

Sebagai bahan restorasi yang memiliki keestetikan, warna merupakan hal yang sangat penting. Resin komposit memiliki koresistensi terhadap perubahan pada warna yang dapat disebabkan oleh oksidasi namun sensitif terhadap noda. Stabilitas warna resin komposit dapat dipengaruhi oleh pencelupan berbagai noda seperti kopi, teh, anggur merah, minyak wijen, dan jus anggur. Namun, perubahan warna juga bisa terjadi karena oksidasi dan akibat dari penggantian air dalam polimer matriks. Untuk mencocokkan dengan warna gigi, komposit kedokteran gigi harus memiliki warna visual (*shading*) dan translusensi yang dapat menyerupai struktur gigi. Translusensi atau opasitas dibuat untuk menyesuaikan warna pada email dan dentin (Craig, 2006).

d. Sifat Thermal

Rutinitas seperti makan, minum, dan bernafas dapat menyebabkan perubahan suhu pada intra oral. Perubahan suhu ini dapat menyebabkan ekspansi pada resin komposit. Hal ini menyebabkan kegagalan ikatan antara jaringan keras dan resin komposit apabila terjadi perubahan suhu yang ekstrim. Besarnya perubahan dimensi akibat adanya ekspansi ditentukan oleh nilai dari koefisien termal ekspansi dari resin komposit yaitu $25-38 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ untuk resin komposit tipe *fine*, dan $55-68 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ untuk komposit tipe *microfine* (Craig, 2006).

e. Kelarutan (*solubility*)

Kelarutan resin komposit bermacam-macam mulai dari $0,25 \text{ mg/mm}^2$ hingga mencapai $2,5\text{mg/mm}^2$. Pada polimerisasi yang tidak adekuat, resin komposit dapat

mengalami *water sorption* dan *solubility* yang lebih banyak, hal ini secara klinis dapat juga menyebabkan ketidakstabilan warna pada resin komposit (Craig, 2006).

f. *Setting time*

Dari segi klinis *setting time* komposit terjadi selama kurang lebih 60-90 detik setelah penyinaran dilakukan. Manipulasi dan *setting* bahan dengan *light cured* dalam beberapa detik setelah sinar tersebut diaplikasikan. Sedangkan pada bahan yang diaktifkan secara kimia memerlukan waktu *setting time* 3 hingga mencapai 5 menit. *Setting time* yang pendek ini telah dicapai dengan cara mengatur konsentrasi inisiator dan akselerator. Apabila komposit mengeras dan tidak dapat dicarving dengan instrumen yang tajam maka dapat digunakan *abrasive rotary* (Craig, 2006).

2.1.3.2. Sifat mekanik

a. Enamel dan Dentin

Kekuatan ikatan pada resin komposit yang telah di etsa pada enamel dan dentin adalah 20 dan 30 Mpa. *Bonding* merupakan sebuah hasil retensi *micromechanical* dari *bonding agent* ke lapisan permukaan enamel dan dentin yang telah di etsa. Pada dentin, sebuah *layer* hybrid dan kolagen terbentuk dan *bonding* secara adhesive berpenetrasi ke tubulus dentin (Craig, 2006).

b. Kekuatan dan Modulus

Besar kekuatan fleksural dan kompresi dari beberapa jenis resin komposit kurang lebih mirip antara satu sama lain. Moduli fleksural dan kompresi dari resin komposit mikrofil dan *flowable* lebih rendah 50% daripada nilai pada resin komposit *hybrid* dan *packable* yang menggambarkan jumlah volume *filler* yang lebih rendah pada resin komposit dan *flowable* (Craig, 2006).

c. Knoop Hardness

Knoop hardness komposit (22 hingga 80 kg/mm²) lebih rendah daripada enamel (343 kg/mm²) atau dental amalgam (110 kg/mm²). Nilai *knoop hardness* pada resin komposit fine lebih besar dibandingkan dengan mikrofine karena fraksi kekerasan dan volume partikel *filler*. Namun, dengan sebagian besar produk saat ini, ukuran partikel *filler* yang jauh lebih kecil dan nilai-nilai *micro hardness* tampil lebih baik (Craig, 2006).

2.1.3.3. Sifat Klinik

a. Radiopacity

Sangat sulit untuk membedakan enamel dan tepi dari resin komposit secara radiografis karena resin komposit relatif memiliki keradiopak yang rendah, sehingga diperlukan bahan yang dapat membuat resin komposit lebih radiopak. Bahan pengisi seperti, *quartz*, *lithium aluminium glasses*, dan *silica* bersifat tidak radiopak sehingga harus dicampurkan dengan bahan pengisi lain sehingga dapat dihasilkan resin komposit yang radiopak seperti, Barium (Ba), Stronsium (Sr), dan Zirconium (Zr) (Craig, 2006).

b. Depth of Cure (Light Cured Composite)

Pemaparan standar cahaya yang dihasilkan *visible light curing* adalah 20 detik. Cahaya ini dapat menembus hingga kedalaman 2 mm sampai 2,5 mm. Pemaparan dengan menggunakan *visible light curing* dengan lama pemaparan 40 detik dapat meningkatkan derajat *cure* atau polimerisasi, tetapi akan diperoleh hasil polimerisasi dengan warna yang lebih gelap dibandingkan dengan pemaparan 20 detik (Craig, 2006).

c. Biokompatibilitas

Pertimbangan terhadap biokompatibilitas bahan restorasi biasanya berhubungan dengan efek terhadap pulpa dari dua aspek yaitu keracunan kimia dari bahan atau adanya kebocoran tepi. Bahan kimia yang berasal dari komposit dapat membahayakan pulpa jika ada komponen yang dikeluarkan atau berdifusi dari bahan dan selanjutnya mencapai pulpa. Komposit yang berpolimerisasi dengan tepat relatif dapat diterima jaringan karena menunjukkan kelarutan minimal dan unsur tidak bereaksi terlepas dalam jumlah kecil ataupun sedikit. Dari sudut pandang imunologis, pada keadaan yang amat jarang terjadi pada pasien dan tenaga kedokteran gigi dapat mengalami reaksi alergi terhadap bahan ini. Bahan komposit yang tidak mengeras pada dasar suatu kavitas dapat bertindak sebagai penampung dari komponen yang tidak larut yang dapat menyebabkan adanya peradangan pulpa jangka panjang. Situasi ini merupakan bahan pertimbangan dalam menggunakan bahan yang diaktifkan dengan sinar. Pertimbangan yang lainnya dihubungkan dengan pengerutan komposit selama polimerisasi dan kebocoran tepi. Kebocoran tepi dapat menyebabkan pertumbuhan bakteri dan mikro organisme yang dapat mengundang adanya karies sekunder, reaksi pulpa atau keduanya (Anusavice, 2004).

2.2 Resin Komposit Nanofiller

Nanoteknologi merupakan pengembangan baru dari resin komposit yang ditandai dengan kandungan nanopartikel yang berukuran sekitar 25 nm dan nano

aggregate sekitar 75 nm, yang terdiri dari partikel zirkonium/silica atau nanosilica. Agregat dipadukan dengan *silane* sehingga mereka mengikat resin. Distribusi pengisi (agregat dan nano partikel) memberikan beban tinggi, hingga 79,5%. Sebagai ukuran partikel pengisi yang lebih kecil, resin dibuat dengan jenis partikel yang memberikan hasil restorasi yang lebih baik jika diamati pada tekstur permukaannya, dan kemungkinan material *biodegrading* dari waktu ke waktu yang berkurang. Teknologi ini juga telah mencapai sifat mekanik yang cukup kompeten untuk resin komposit yang dapat digunakan sebagai restorasi gigi pada anterior maupun posterior (Hervas *et al.*, 2006).

Sebuah bahan baru dari resin komposit disebut "komposit *nanofiller*" telah diperkenalkan ke pasaran, yang telah diproduksi dengan teknologi *nanofiller* dan diformulasikan dengan partikel pengisi *nanomer* dan *nanocluster*. *Nanomer* adalah partikel *nanoagglomerated* diskrit yang berukuran 20-75 nm, dan *nanocluster* adalah partikel *agglomerates* yang terikat longgar dan berukuran nano. Produsen menyarankan kombinasi partikel berukuran nanomer dan formulasi nanocluster yang dapat mengurangi jarak interstitial partikel *filler*, oleh karena itu, memberikan peningkatan beban *filler*, sifat fisik dan mekanik yang lebih baik juga meningkatkan retensi (Ibrahim *et al.*, 2012).

Untuk sifat fisik dan mekanik yang optimal dari restorasi, isi residu monomer harus diminimalkan dan persentase konversi ke polimer dimaksimalkan. Ibrahim *et al* (2012) telah menyatakan bahwa dalam *nanofiller* resin komposit mayoritas TEGDMA (tri [etilena glikol] dimetakrilat) telah diganti dengan UDMA dan Bis-EMA (Bisphenol A polietilen glikol dieter dimetakrilat). Terbukti terdapat ikatan yang baik antara *filler* dan matriks melalui agen kopleng *silane* dan meningkatkan luas permukaan *filler* dengan menggunakan partikel pengisi yang halus. Penambahan

filler dengan matriks polimer menyebabkan penguatan dan memberikan tambahan mekanisme ketangguhan. Matriks diperkuat dengan mentransfer tekanan pada partikel pengisi yang kuat, sehingga meningkatkan kemampuannya untuk menyerap energi dan menjadi lebih resisten terhadap fraktur.

2.3 Resin Komposit Nanohybrid

Bahan restoratif berbasis resin semakin sering digunakan dalam kedokteran gigi, terutama karena kualitas estetika, sifat fisik dan mekanik yang baik. Berbagai komposit gigi yang dapat digunakan di kedua daerah anterior dan posterior yang tersedia untuk penggunaan klinis, menyajikan berbagai komponen organik dan anorganik yang dapat mempengaruhi karakteristik penanganan dan pelayanan klinis. Pengenalan partikel anorganik yang tersebar ke dalam matriks resin telah terbukti sangat efektif untuk meningkatkan kinerja polimer dari resin komposit. Pengisi yang digunakan dalam resin gigi secara langsung mempengaruhi *radiopacity* mereka, sifat, ketahanan aus dan modulus elastisitas. Oleh karena itu, komposit resin biasanya diklasifikasikan sesuai dengan fitur pengisi, seperti jenis, distribusi atau rata-rata ukuran partikel. Selain *microhybrid* tradisional, bahan *microfilled*, *nanofiller* dan komposit *nanohybrid* yang baru-baru ini diperkenalkan dalam upaya untuk memberikan bahan presentasi *polishing* awal yang tinggi. Komposit *nanofiller* menggunakan partikel yang berukuran nano pada seluruh matriks resin, sedangkan *nanohybrid* mengambil pendekatan menggabungkan *nanomeric* dan pengisi konvensional, dan karakteristik ini sangat mirip dengan karakteristik *microhybrid* komposit (RR Moraes, 2009).

Nanocomposites tersedia sebagai jenis *nanohybrid* mengandung partikel *fillerglass* dan nano partikel diskrit (40-50 nm) dan sebagai jenis *nanofill*, yang

mengandung partikel *filler* berukuran nano, disebut *nanomers* dan aglomerasi partikel-partikel ini digambarkan sebagai "*nanoclusters*". *Nanoclusters* menyediakan mekanisme memperkuat berbeda dibandingkan dengan sistem *microfill* atau *nanohybrid* yang menghasilkan perbaikan yang signifikan terhadap kekuatan dan estetika. Resin komposit *nanohybrid* memiliki sifat fisik dan mekanik lebih baik dibandingkan resin komposit konvensional. Resin komposit *nanohybrid* memiliki ukuran partikel *filler* 20 nanometer. Resin komposit *nanohybrid* memiliki banyak kelebihan, yaitu dapat digunakan untuk restorasi gigi anterior dan posterior, mengurangi terjadinya pengerutan pada saat polimerisasi, permukaan lebih halus karena terdiri dari partikel berukuran nano, mempunyai sifat mekanik lebih baik, dan memiliki nilai estetika yang tinggi dan sesuai untuk digunakan sebagai tambalan pada gigi anterior (Sidoridou *et al.*, 2011).

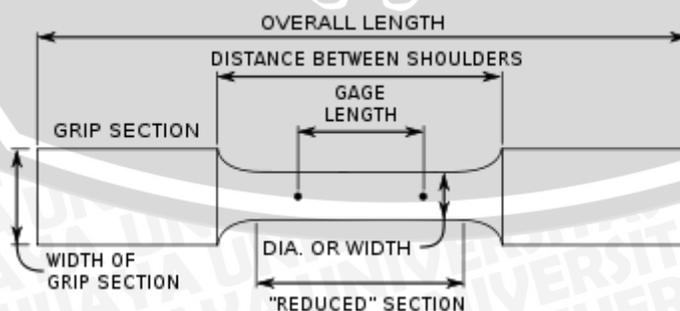
2.4 Tensile Strength

Aplikasi resin komposit untuk restorasi gigi-gigi posterior membutuhkan beberapa sifat mekanik untuk menghindari kebocoran marginal dan fraktur pada restorasi. Resin komposit untuk restorasi gigi posterior dipengaruhi oleh sifat mekanik, seperti *fracture toughness*, *compressive strength*, *flexure strength*, *wear resistance* dan *diametral tensile strength*. Variasi kekuatan antara komposit yang berbeda dapat dijelaskan oleh perbedaan dalam komposisi kimia dari matriks, bahan pengisi, ukuran *filler* dan distribusi. Pada komposit yang memiliki ukuran yang kecil namun volume yang tinggi, *compressive strength* dan kekerasan permukaan meningkat. Jumlah *filler* yang tinggi pada resin komposit dapat mengurangi sifat *shrinkage* namun meningkatkan elastisitas modulus, maka akan mengurangi *flowing ability*, sehingga tidak mampu mengkompensasi *shrinkage polymerization*, dan

mengakibatkan peningkatan tekanan intrinsik, kegagalan adhesif dan menurunkan kekuatan ikatan antara komposit dengan permukaan gigi (Alvaro *et al.*, 2009).

Tensile strength adalah kemampuan bahan untuk dapat menahan tekanan longitudinal, dinyatakan sebagai tekanan terbesar yang dapat ditahan oleh material sebelum bahan tersebut patah. *Tensile strength* suatu material penting untuk diketahui oleh para klinisi sebagai bahan pertimbangan dalam pemilihan material untuk restorasi. Beberapa penelitian terdahulu menyatakan bahwa *tensile strength* semakin meningkat dengan bertambahnya kandungan *filler* pada komposit yang akan diuji (Ofem *et al.*, 2012).

Pengujian tarik adalah salah satu uji tekanan strain mekanik yang bertujuan untuk mengetahui kekuatan material terhadap gaya tarik. Dalam pengujiannya, material uji ditarik sampai putus. Uji tarik adalah cara pengujian bahan yang paling mendasar. Pengujian tarik sangat sederhana, tidak mahal dan sudah mengalami standarisasi di seluruh dunia. Dengan menarik suatu material kita akan mengetahui bagaimana bahan tersebut bereaksi terhadap tarikan dan sejauh mana material itu bertambah panjang. Spesimen yang digunakan dipotong menggunakan mesin menjadi bentuk yang spesifik supaya dapat dicengkeram oleh mesin penguji. Umumnya specimen berbentuk tulang anjing dengan tepi halus (Murali *dkk.*, 2014).



GAMBAR 2.2 *Tensile Strength Specimen*