

Long exposure time can increase the surface hardness of composite resin

Lamanya waktu penyinaran dapat meningkatkan kekerasan permukaan resin komposit

I Gusti Ngurah Bagus Tista

Bagian Konservasi Gigi

Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Mahasaswati Denpasar

Denpasar, Indonesia

Corresponding author: **I Gusti Ngurah Bagus Tista**, e-mail: tistabagus@gmail.com

ABSTRACT

Dental care is not just treating the damage caused by disease, but more focused on preventing restoration repair when needed, and monitoring it so that health is well maintained. Composite resin is a restorative material consisting of two or more components, each of which has different structures and properties. The advantage of this material is that it has a better aesthetic than other restorations. A light source is used to activate a resin-based restorative material photoinitiator to initiate polymerization. The polymerization process occurs in three stages, namely initiation, propagation, and termination. The normal time for irradiating a composite resin-based restoration is about 60 seconds with a thickness of 2-2.5 mm, so that light can penetrate to the lowest layer.

Keywords: composite resin, irradiation time, surface hardness

ABSTRAK

Pemeliharaan gigi bukan sekedar merawat kerusakan akibat penyakit, melainkan lebih dititikberatkan pada pencegahan perbaikan restorasi bila diperlukan, dan pemantauannya agar kesehatan tetap terjaga dengan baik. Resin komposit adalah bahan restorasi yang terdiri dari dua atau lebih komponen yang masing-masing memiliki struktur dan sifat yang berbeda-beda. Keunggulan bahan ini adalah estetika yang lebih baik dibandingkan bahan lain. Sumber cahaya digunakan untuk mengaktifkan fotoinisiator bahan restorasi berbasis resin untuk memulai polimerisasi. Proses polimerisasi terjadi dalam tiga tahap yaitu inisiasi, propagasi, dan terminasi. Waktu normal dalam penyinaran restorasi berbasis resin komposit berkisar 60 detik dengan ketebalan 2-2,5 mm, dengan demikian sinar dapat menembus masuk sampai lapisan paling bawah.

Kata kunci: resin komposit, waktu penyinaran, kekerasan permukaan

ABSTRACT

Dental care is not just treating the damage caused by disease, but more focused on preventing restoration repair when needed, and monitoring it so that health is well maintained. Composite resin is a restorative material consisting of two or more components, each of which has different structures and properties. The advantage of this material is that it has a better aesthetic than other restorations. A light source is used to activate a resin-based restorative material photoinitiator to initiate polymerization. The polymerization process occurs in three stages, namely initiation, propagation, and termination. The normal time for irradiating a composite resin-based restoration is around 60 seconds with a thickness of 2-2.5 mm, so that light can penetrate to the lowest layer.

Keywords: Composite resin, irradiation time, surface hardness

Received: 10 January 2023

Accepted: 5 February 2023

Published: 1 April 2023

PENDAHULUAN

Perkembangan bahan restorasi kedokteran gigi (resin komposit) dimulai dari akhir 1950 dan awal 1960, ketika Bowen memulai riset untuk menguatkan resin epoksi dengan partikel bahan pengisi. Kelemahan sistem resin epoksi yakni lamanya pengerasan, tingginya pengeleutan dan cenderung berubah warna sehingga mendorong Bowen mengombinasikan keunggulan epoksi dan akrilat. Riset ini menghasilkan pengembangan molekul bisfenol A-glisidil metakrilat (bis-GMA); bahan komposit menjadi pengganti semen silikat dan resin akrilat untuk restorasi estetika gigi anterior.¹

Resin komposit adalah bahan yang terdiri dari dua atau lebih komponen, yang masing-masing memiliki struktur dan sifat yang berbeda.¹ Kemajuan yang sangat menonjol di bidang restorasi gigi pada saat ini ditandai dengan dikembangkannya resin komposit yang banyak digunakan sebagai bahan restorasi untuk kavitas klas III, IV dan V yang tidak menerima beban kunyah yang be-

sar. Berdasarkan sistem aktivasi, ada dua macam resin komposit yaitu aktivasi kimia dan aktivasi sinar tampak. Saat ini resin komposit sebagai bahan restorasi yang diaktifkan dengan sinar tampak sangat populer penggunaannya.² Keunggulan dari *visible light cure* (VLC) adalah proses pengerasan yang cepat, dalam, dan dapat diandalkan dalam waktu 40 detik setiap periode dengan ketebalan bahan minimal 2,5-3 mm dan maksimal 4,5 mm, dapat dipastikan bahan akan mengeras meskipun melalui lapisan enamel bagian labial atau lingual, stabilitas warna yang dihasilkan sangat sesuai.³ Selain banyak memberi perbaikan terhadap nilai estetik dan kemudahan dalam aplikasinya, secara klinis penggunaan komposit resin dapat diaplikasi pada restorasi anterior dan restorasi posterior.⁴

Resin komposit memiliki beberapa komponen yang membuat bahan restorasi ini lebih menguntungkan daripada bahan restorasi lainnya, yaitu matriks resin polimer organik, partikel bahan pengisi anorganik, agen

pengikat silan, bahan inisiator atau akselerator dan bahan pigmentasi. Resin komposit adalah bahan restorasi yang sangat estetik karena memiliki bagian yang menyerupai email, namun hal tersebut ditentukan oleh bahan pigmen yang digunakan, sehingga terlihat alami pada gigi.⁵

TINJAUAN PUSTAKA

Bahan resin komposit

Perkembangan dan implementasi dari bahan restoratif komposit bergantung pada pemahaman yang komprehensif dari setiap komponen komposit dan pertimbangan metode dan proses untuk mengubah setiap komponen. Resin komposit itu sendiri terdiri atas tiga bahan dasar yang masing-masing berperan penting dalam tahap-tahap yang berbeda. Bahandasar resin komposit tersebut terdiri atas resin matriks, bahan pengisi/filler, dan bahan pengikat resin dan filler. Masing-masing komponen tersebut memiliki kesempatan untuk lebih dikembangkan lagi melalui riset untuk menghasilkan bahan restorasi komposit yang lebih baik.⁶ Komponen-komponen tersebut diantaranya 1) resin matriks. Kebanyakan bahan komposit menggunakan monomer yang merupakan diakrilat aromatik atau alipatik. Bisphenol-A-glycidyl methacrylate (Bis-GMA), urethane dimethacrylate (UEDMA), trieten glikol dimethacrylate (TEGDMA) merupakan diakrilat yang umum digunakan dalam resin komposit; 2) partikel bahan pengisi atau *filler* yang dimasukan ke dalam matriks resin untuk mengurangi kontraksi polimerisasi dan koefisien muai termis komposit, meningkatkan sifat mekanis komposit, antara lain kekuatan dan kekerasan, mengurangi penyerapan air, kelunakan dan pewarnaan;¹³ 3) bahan pengikat atau *coupling agents* yang telah dianjurkan dalam meningkatkan sifat mekanik dari resin komposit. Namun, penelitian pada peningkatan kekuatan ikatan alumina terutama pada keramik komersial primer yang mengandung bahan *coupling agents* silan dan pengobatan *tribochemical*. Secara umum, banyak jenis *coupling agents* silan yang diformulasi untuk ikatan spesifik antara *filler* dan matriks resin yang berbeda. Parameter kelarutan digunakan untuk menjalani penetrasi *coupling agents* silan ke dalam matriks resin, khususnya resin termoplastik;⁷ 4) sistem aktivator-inisiator. Monomer metil metakrilat dan dimetil metakrilat berpolimerisasi dengan mekanisme polimerisasi tambahan yang diawali oleh radikal bebas yang dapat berasal dari aktivasi kimia atau aktivasi energi eksternal (panas atau sinar);⁸ 5) bahan penghambat untuk meminimalkan atau mencegah polimerisasi spontan dari monomer, bahan penghambat ditambahkan pada sistem resin. Bahan penghambat bereaksi dengan radikal bebas dan kemudian menghambat perpanjangan rantai dengan mengakhiri kemampuan radikal bebas untuk mengawali proses polimerisasi;^{3,8} 6) modifier optik.

Untuk mencocokkan dengan warna gigi, komposit dental harus memiliki warna visual (*shading*) dan translusiensi yang dapat menyerupai struktur gigi. Warna dapat diperoleh dengan menambahkan pigmen yang berbeda, yang sering kali terdiri atas oksidasi logam berbeda yang ditambahkan dalam jumlah sedikit.^{9,8}

Macam-macam resin komposit

Berdasarkan ukuran partikel *filler*, resin komposit dibedakan atas 4 tipe,¹⁰ yaitu 1) *macrofilled*/konvensional yang memiliki partikel *filler* berukuran 10-40 μm dan memiliki kekurangan yaitu penyelesaian yang buruk dan keausan yang relatif tinggi. *Filler* yang paling sering digunakan pada komposit adalah quartz/kuarsa dan kaca strontium atau barium. Filler quartz memiliki estetika dan daya tahan yang baik namun mengalami *radiopacity* dan aus yang tinggi dari gigi antagonis. Partikel kaca barium dan strontium radiopak, namun kurang stabil dari quartz;¹¹ 2) *microfill* yang digunakan sebagai lapisan permukaan untuk restorasi anterior. Microfill cenderung kurang penuh, memiliki ukuran partikel yang lebih kecil dan ketahanan fraktur yang kurang. *Filler* anorganik dari kebanyakan sistem komposit microfill adalah silika koloid dengan ukuran partikel sekitar 0,04 μm . Komposit microfill umumnya sarat dengan bahan pengisi anorganik dengan berat sekitar 50%;¹² 3) *hybrid* yang terdiri atas kelompok polimer (fase organik) diperkuat oleh fase anorganik, yang terdiri dari 60% atau lebih dari total isi, terdiri dari kaca dengan komposisi dan ukuran yang berbeda. Ukuran partikelnya 0,6-1 μm , dan mengandung silika koloid berukuran 0,04 μm . Kelompok ini sebagian besar merupakan penyusun komposit dan saat ini digunakan dalam kedokteran gigi. Sifat bahan ini adalah tersedia berbagai macam warna dan mampu meniru struktur gigi, kurangnya penyusutan, penyerapan air yang rendah, sifat pemolesan dan tekstur yang baik, abrasi dan keausan yang sangat mirip dengan struktur gigi, koefisien ekspansi termal yang mirip dengan gigi, formula universal untuk kedua sektor anterior dan posterior, perbedaan raja dari kekabur dan tembus cahaya dalam sifat yang berbeda dan fluoresensi;¹³ 4) *nanofill* yang merupakan bahan restorasi universal yang diaktifasi oleh sinar tampak yang dirancang untuk keperluan merestorasi gigi anterior maupun posterior memiliki sifat kekuatan dan ketahanan hasil poles yang sangat baik, dikembangkan dengan konsep teknologi nano, biasanya digunakan untuk membuat suatu produk yang dimensi komponen kritisnya 0,1-100 nm.¹⁴

Keuntungan dan kerugian resin komposit

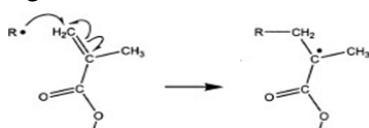
Beberapa keuntungan dari restorasi komposit menggambarkan restorasi ini telah menjadi begitu populer, terutama dibandingkan dengan restorasi amalgam *non-bonded*,¹⁵ yaitu 1) estetika; 2) pengasahan konservatif

struktur gigi sehingga tidak perlu kedalaman yang seragam dan retensi mekanik biasanya tidak diperlukan; 3) kurang kompleks saat menyiapkan gigi; 4) isolator karena konduktivitas termal rendah; 5) digunakan secara universal; 6) berikatan dengan struktur gigi, sehingga retensi baik, microleakage rendah; 7) pewarnaan interfasial minimal, dan peningkatan kekuatan struktur gigi yang tersisa; 8) dapat diperbaiki.¹⁵

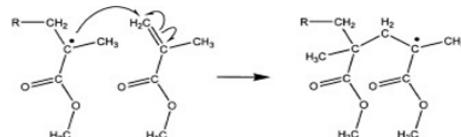
Kerugian utama dari restorasi komposit adalah 1) memungkinkan pembentukan celah yang biasa terjadi pada permukaan akar sebagai akibat dari kekuatan penyusutan polimerisasi bahan komposit yang lebih besar dari kekuatan ikatan awal bahan untuk dentin; 2) lebih sulit, memakan waktu, dan mahal dibandingkan dengan restorasi amalgam karena perawatan biasanya membutuhkan beberapa tahapan; 3) menetapkan kontak proksimal, kontur aksial, embrasure, dan kontak oklusal yang mungkin lebih sulit; 4) prosedur *finishing* dan *polishing* lebih sulit; 5) merupakan teknik yang lebih sensitif karena lokasi harus terisolasi dan etsa, primer dan bonding pada email dan dentin sangat menuntut teknik yang tepat; 6) memperlihatkan keausan oklusal yang lebih besar pada daerah yang mendapat tekanan oklusal yang tinggi atau bila seluruh kontak oklusal gigi adalah pada bahan komposit; 7) memiliki koefisien linier ekspansi termal yang lebih tinggi, sehingga berpotensi terjadi kebocoran jika teknik bonding tidak adekuat.¹⁵

Proses polimerisasi resin komposit

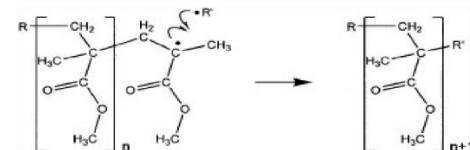
Terdapat tiga tahap rangkaian reaksi polimerisasi tambahan radikal bebas, yang dipercepat oleh panas, cahaya, atau jumlah peroksidanya yang kecil.¹⁶ Tahapan tahapan tersebut diantaranya a) *initiation*. Resin komposit disediakan oleh reaksi rantai tambahan polimerisasi radikal bebas, yaitu pembukaan satu ikatan rangkap mengakibatkan pembentukan radikal bebas lain yang dapat memecah dan bergabung di ikatan rangkap lain, sehingga menghasilkan radikal bebas lagi. Ini merupakan mekanisme yang sederhana. Kelompok vinil metil metakrilat rentan terhadap pemecahan oleh radikal bebas, mengakibatkan terbukanya ikatan- π , pembentukan ikatan- σ baru ke satu karbon, dan penyusunan tunggal elektron pada atom karbon pusat. Ini merupakan reaksi inisiasi dalam arti bahwa rantai polimerisasi telah dimulai. Pemecahan itu selektif pada atom karbonyl yang lebih tidak terlindung, sebagai lawan yang mengarah ke posisi terminal untuk elektron radikal bebas. Hal ini didorong oleh hambatan sterik dari kelompok methylcarboxyl dan metil- dengan lebih mudah untuk mendapatkannya.



Gambar 1 Proses *initiation* polimerisasi resin komposit¹⁷



Gambar 2 Proses *propagation* polimerisasi resin komposit¹⁷



Gambar 3 Proses *termination* polimerisasi resin komposit¹⁷

Namun radikal yang dihasilkan juga sangat tidak stabil dan mengalami reaksi yang cepat, mungkin oleh abs-traksi hidrogen, sehingga bukan jenis yang signifikan dalam keseluruhan reaksi berantai;¹⁷ b) *propagation*. Radikal bebas yang baru adalah sama dalam hal kemampuan pemecahan satu ikatan ganda dengan cara yang sama, dan menghasilkan ikatan radikal lainnya, dan seterusnya. Proses reaksi berulang dari jenis yang sama disebut propagasi rantai. Hal ini dapat dilihat karena sebagian besar bagian molekul di sekitar elektron baru, efek penghambat sterik untuk pemecahan terhadap ikatan rangkap berikutnya bahkan lebih besar, dan dapat dipastikan bahwa hampir semua pemecahan menghasilkan residu metil metakrilat yang dihubungkan oleh jembatan metilen, -CH2-. Rantai polimer membawa radikal bebas aktif dengan cara ini disebut rantai tumbuh atau hidup. Radikal propilen yang terbentuk akan menyerang monomer propilen lainnya terus menerus dan membentuk radikal polimer yang panjang. Pada tahap ini tidak terjadi pengakhiran, polimerisasi terus berlangsung sampai tidak ada lagi gugus fungsi yang tersedia untuk berreaksi. Cara penghentian reaksi yang biasa dikenal adalah dengan penghentian ujung atau dengan menggunakan salah satu monomer secara berlebihan;¹⁷ c) *termination* atau proses penghentian rantai polimer dengan cara penggabungan dua rantai polimer yang masih mengandung radikal. Proses terminasi dapat memulai cara kombinasi dan disproporsiasi. Kombinasi terjadi ketika pertumbuhan polimer dihentikan oleh elektron bebas yang berasal dari dua rantai yang tumbuh yang bergabung dan membentuk rantai tunggal. Disproporsiasi menghentikan reaksi propagasi ketika radikal bebas mengambil atom hidrogen dari rantai aktif¹⁶

Resin komposit *light curing*

Sumber cahaya untuk bahan resin komposit telah diperkenalkan pada tahun 1970. Unit curing yang pertama dikeluarkan menggunakan sumber cahaya ultra violet (UV). Radiasi UV dengan panjang gelombang di bawah 385 nm dan radiasi cahaya atau iluminasi dengan panjang gelombang di atas 500 nm dapat menyebabkan kerusakan pada pulpa dan harus dieliminasi dari radiasi

yang dihasilkan oleh lampu curing pada kedokteran gigi. Berdasarkan standar ISO (ISO TS 106650, 1999), intensitas cahaya dapat dibagi menjadi tiga daerah panjang gelombang yaitu daerah 190-385 nm, 400-515 nm dan di atas 515 nm. Ketiga daerah tersebut diukur dengan empat jenis filter yang berbeda. Standar UV yang berbahaya diterbitkan oleh American Conference of Governmental Industrial Hygienist (ACGIH) mengidentifikasi nilai ambang batas cahaya yang aman waktu bekerja. Sinar UV terbagi menjadi tiga pita daerah panjang gelombang yaitu UV-A (400-315 nm), UV-B (315-280 nm) dan UV-C (280-100 nm) sesuai untuk jaringan hidup, UV-A merupakan UV yang sering digunakan dalam bidang kedokteran gigi. Batas yang dikhususkan untuk UV-A tanpa protektor pada mata yaitu 1 mW/cm² dalam waktu 1000 detik untuk satu hari. Dengan adanya kelemahan itu dikembangkanlah sumber cahaya dari cahaya tampak seperti *quartz tungsten helogen* (QTH), *plasma arc curing* (PAC), *light emitting diode* (LED).¹⁸

Light curing unit

Ada empat jenis utama sumber cahaya yang telah dikembangkan untuk polimerisasi bahan kedokteran gigi,¹⁹ seperti 1) QTH. Merupakan metode yang paling populer, lampu halogen menghasilkan cahaya melalui pemanasan filament tungsten dengan suhu tinggi. Lampu halogen menghasilkan cahaya ketika arus listrik mengalir melalui filamen tungsten tipis yang berfungsi sebagai resistor, filamen dipanaskan energi diemisikan dalam bentuk radiasi yang memiliki panjang gelombang yang bergantung pada suhu yang dicapai. Suhu tinggi diperlukan untuk mencapai emisi cahaya tampak, unit halogen yang digunakan dalam bidang kedokteran gigi memiliki sistem khusus untuk menyaring bagian yang tidak diperlukan dari spektrum. Kekuatan cahaya yang dikeluarkan <1% dan selebihnya dihasilkan dalam bentuk panas. Intensitas cahaya yang digunakan untuk memperoleh polimerisasi yang adekuat yaitu 300 mW/cm² pada daerah panjang gelombang 400-515 nm dengan waktu penyinaran sesuai anjuran pabrik. Unit halogen direkomendasikan 20-60 detik untuk ketebalan komposit 2 mm.¹⁸

Adapun kelebihan atau keunggulan dari unit curing QTH adalah hidup lebih lama (hingga 5000 jam, tergantung pada penggunaan) dan kemanjuran sedikit lebih tinggi dan depresiasi cahaya rendah. Adapun kelemahan QTH adalah a) memiliki waktu pengerasan yang lebih lambat, b) relatif besar dan tidak praktis, c) cahaya output berkurang dengan waktu dan demikian perlu sering diganti, memiliki kinerja energi yang rendah dan menghasilkan suhu yang tinggi, memerlukan filter dan kipas ventilasi.²⁰

2) Cahaya PAC merupakan unit *light curing* berintensitas tinggi. PAC memiliki sumber cahaya yang lebih

intens (bola lampu neon yang mengandung plasma), memungkinkan untuk waktu pemaparan yang pendek. Cahaya diperoleh dari gas konduktif elektrik (xenon) yang disebut plasma yang terbentuk antara dua elektroda tungsten di bawah tekanan. Spektrum cahaya yang disediakan oleh plasma dibatasi. Panjang gelombang dari pancaran cahaya berintensitas tinggi ditentukan oleh bahan pelapis bola lampu dan disaring untuk meminimalkan transmisi energi infra merah dan UV dan untuk memungkinkan emisi dari cahaya biru (400-500 nm). Hal ini juga membantu menghilangkan panas dari sistem. Karena cahaya dengan intensitas tinggi yang tersedia pada panjang gelombang yang lebih rendah, unit ini mampu untuk curing komposit dengan fotoinisiator selain kamforkuinon. Efisiensi klinis komparatif dari lampu PAC sangat tergantung pada jenis fotoinisiator digunakan. Unit-unit ini memiliki output energi yang tinggi dan waktu *curing* yang singkat. Pencahayaan 10 detik dari PAC setara dengan 40 detik dari QTH. Unit ini terbukti memiliki tingkat konversi yang tinggi dan kedadaman cure untuk sel darah merah dibandingkan dengan unit QTH. Sistem ini bekerja pada panjang gelombang 370-450 nm atau 430-500 nm²⁰

Keunggulan dari unit curing PAC, adalah a) waktu curing adalah keuntungan yang paling signifikan; sekitar tiga detik dibutuhkan untuk restorasi komposit tipikal warna A2, b) waktu curing yang singkat mengurangi waktu kursi dan risiko kontaminasi dari kelembaban selama proses curing.¹⁷

Kelemahan dari unit PAC adalah a) produksi panas harus dikontrol, b) PAC mahal; c) penggantian bola lampu mahal; d) sebagian besar perangkat besar, berat dan tebal; e) cahaya PAC memiliki kinerja energi yang rendah; f) memerlukan filter dan kipas ventilasi.¹⁷

3) LED merupakan teknologi terbaru untuk polimerisasi bahan restorasi kedokteran gigi yang diaktifkan oleh cahaya. LED menggunakan konektor semikonduktor untuk menghasilkan cahaya pada filamen panas yang digunakan pada lampu halogen. LED menghasilkan cahaya tampak dengan efek kuantum mekanik, kombinasi spesial dengan dua semi konduktor yang berbeda digunakan untuk mengemisikan sifat cahaya dengan distribusi spektrum bagian sempit yang spesifik. Dengan kata lain teknologi LED lebih efisien untuk mengkonversi arus listrik menjadi cahaya, waktu hidup efektif dari LED adalah 1000 jam dan mengalami sedikit degradasi pada output terhadap waktu, unit ini tidak menggunakan filter karena spektrum output LED gallium nitrida sesuai dengan serapan spektrum camphorquinone.¹⁸

Keuntungan dari LED adalah baterainya bertahan lama, mudah dibawa dan ringan, energi yang efisien dan baterai yang tahan lama, memancarkan panas yang rendah dan tahan lama;¹⁸ sedangkan kelemahan dari LED adalah baterai harus diisi ulang, biayanya lebih besar dari cahaya

halogen konvensional, dan waktu pengerasan yang lebih lambat dibandingkan dengan PAC light dan beberapa cahaya halogen yang disempurnakan.¹⁹

4) Aragon-IPN Lasers. Lampu laser merupakan lampu berintensitas tinggi berdasarkan prinsip laser. Panjang gelombang yang dipancarkan tergantung pada bahan yang dipakai (argon menghasilkan cahaya biru). Lampu laser Argon memiliki intensitas tertinggi. Lampu ini bekerja dalam rentang panjang gelombang yang terbatas, tidak memerlukan filter, dan memerlukan waktu pemaparan yang pendek untuk curing sel darah merah. Perangkat tersebut menghasilkan output inframerah yang sedikit, sehingga tidak banyak panas yang diproduksi. Perangkat ini bekerja pada lebar pita tertentu 454-466 nm, 472-497 nm, dan 514 nm. Karena laser adalah sinar/sorotan sempit dari cahaya yang koheren, tidak kehilangan kekuasaan atas jarak yang terjadi seperti pada unit QTH, sehingga *argon lasers light curing* merupakan unit pilihan untuk daerah yang tidak terjangkau¹⁹

Keunggulan unit ini diantaranya a) radiasi yang dihasilkan dalam distribusi panjang gelombang yang sempit, jika cocok dengan spektrum penyerapan inisiator/sistem penggerak, menghasilkan peningkatan efisiensi; b) laser adalah kemampuan memancarkan sinar terkolidasi radiasi yang dapat menempuh jarak yang besar tanpa pendispersi/penyebaran.²⁰

Kelemahan dari unit curing Aragon-IPN Lasers diantaranya a) kedalaman pengerasan dibatasi 1,5-2 mm, b) ujung curing kecil, sehingga membutuhkan lebih lama waktu untuk pengerasan, c) Aragon lasers memiliki output spectral yang sempit, d) Aragon lasers mahal.²⁰

Mekanisme *light curing*

Sumber sinar biasanya adalah suatu bahan tungsten halogen yang memancarkan sinar putih melalui suatu filter yang menyaring sinar ultra merah dan spektrum tampak mata dengan panjang gelombang lebih dari 500 nm. Output dapat berbeda-beda dari berbagai sinar, termasuk kisaran panjang gelombang yang terpaparkan, diperlukan waktu 80-240 detik bagi sinar berintensitas rendah untuk mencapai hasil yang sama seperti yang dihasilkan oleh pemaparan sinar intensitas tinggi selama 20-60 detik. Ketika melakukan polimerisasi resin melalui struktur gigi, waktu pemaparan harus diperpanjang 2 atau 3 kali untuk mengimbangi penurunan intensitas sinar. Sumber sinar juga mengeluarkan sinar dengan intensitas berbeda-beda setelah beberapa waktu, tergantung pada mutu dan usia lampu, adanya kontaminasi seperti residu komposit pada ujung sinar, dan jarang antara ujung sinar dengan restorasi. Selanjutnya sumber sinar harus diperiksa secara teratur dan operator harus selalu menempatkan ujung sinar sedekat mungkin dengan bahan restorasi, operator harus menyadari bahwa sinar diserap ketika melalui struktur gigi, karena meny-

nyebabkan pengerasan tidak sempurna pada daerah kritis seperti boks proksimal⁸

Kelebihan dan kekurangan *visible light curing*

Spektrum cahaya tampak memiliki banyak kelebihan yaitu a) ideal untuk pengerasan melewati bagian yang tebal, b) pengerasan yang dapat melewati bahan penyerap warna atau UV, c) risiko keamanan yang lebih sedikit terhadap mata dan kulit, d) konsumsi energi dan biaya pemeliharaan yang lebih rendah.⁸

Beberapa kelemahan yang dapat menghambat kemanjangan itu di tahun-tahun mendatang yaitu a) suatu sistem dari VLC rentan terhadap gangguan dari sumber cahaya lain, seperti sinar matahari, lampu pijar, lampu neon, b) kapasitas VLC cukup singkat dan bekerja selama beberapa meter, c) memerlukan *line of sight* (LOS), atau hanya bisa mengirimkan data di mana ada cahaya.⁸

PEMBAHASAN

Resin komposit adalah bahan yang terdiri dari dua atau lebih komponen, yang masing-masing memiliki struktur dan sifat yang berbeda.¹ Komposisi resin komposit terdiri atas monomer dasar resin Bis-GMA atau Bowen's, monomer pengencer seperti triethylene atau tetraethylene glycol dimethacrylate untuk kemudahan mengalir, monomer filler yang bersifat penguat seperti crystalline quartz, lithium aluminosilicate, barium alumino borate silica glass, dan fused silica, bahan penggabung untuk mendapatkan ikatan adesif yang sangat stabil oleh filler terhadap resin dapat meningkatkan kekuatan dan daya tahan dari komposit³

Sumber cahaya digunakan untuk mengaktifkan fotoinisiator bahan restoratif berbasis resin untuk memulai polimerisasi. Fotoinisiator diaktifasi oleh foton, perubahan struktur molekul bahan restoratif (polimerisasi) terjadi karena konversi monomer menjadi polimer. Jumlah fotoinisiator yang teraktifasi bergantung pada konsentrasi fotoinisiator dalam matrial dan energi foton, keduanya bergantung pada sumber cahaya. Aktivasi fotoinisiator terjadi pada panjang gelombang yang spesifik. *Camphoroquinone* merupakan fotoinisiator yang paling umum digunakan dalam bidang kedokteran gigi, aktivitas puncak gelombang berada diantara 470 dan 480 nm¹⁸

Ada 3 tahapan pada proses polimerisasi yaitu inisiasi yang molekul besar terurai karena panas, menjadi radikal bebas. Proses pembebasan tersebut menggunakan sinar tampak yang dimulai dengan panjang gelombang 460-485 nm. Tahapan kedua adalah propagasi, yaitu monomer yang diaktifkan akan saling berikatan sehingga tercapai polimer dengan jumlah monomer tertentu. Tahapan terakhir adalah terminasi yaitu rantai membentuk molekul yang stabil.³

Penyerapan yang tidak menyeluruh pada permuka-

an tumpatan resin komposit juga akan menyebabkan penyusutan, hal ini dihubungkan dengan berat molekul dari monomer resin dan jumlah monomer yang berikatan menjadi polimer resin. Intensitas sinar juga perlu diperhatikan, untuk itu ujung alat sinar harus diletakan sedekat mungkin (1 mm) dengan permukaan tumpatan tanpa menyentuhnya. Kekerasan bahan resin komposit juga ditentukan oleh ketebalan bahan, idealnya resin komposit sebagai bahan restorasi sekitar 2-2,5 mm, sehingga sinar dapat menembus masuk sampai lapisan paling bawah³

Lamanya suatu penyinaran adalah hal yang harus diperhatikan dengan cermat karena juga memengaruhi kekerasan permukaan resin komposit. Terlihat ada penambahan tingkat kekerasan seiring dengan semakin lamanya waktu penyinaran (60 detik).³ Namun dari segi ketebalan bahan, penyinaran dengan tebal bahan 4 mm memiliki nilai kekerasan yang lebih rendah dibandingkan dengan tebal 2 mm dan 3 mm, walaupun pada

penyinaran 20 detik antara ketebalan 2 mm dan 4 mm perbedaan nilai kekerasannya tidak terlalu bermakna. Pada setiap penambahan waktu penyinaran didapatkan peningkatan kekerasan, sebaliknya pada penambahan tebal bahan terjadi penurunan kekerasan resin komposit. Kekerasan maksimal terjadi pada keadaan dengan tebal bahan 2 mm dan disinar selama 60 detik; idealnya suatu bahan resin komposit diletakan sebagai bahan restorasi sekitar 2-2,5 mm, dengan demikian proses polimerisasi dapat berlangsung dengan maksimal.

Disimpulkan bahwa kekerasan permukaan resin komposit dipengaruhi oleh lamanya waktu penyinaran. Ketebalan bahan restorasi juga dapat memengaruhi lamanya waktu penyinaran sehingga menghasilkan pengerasan yang maksimal. Kekerasan maksimal terjadi pada tebal bahan 2 mm dan disinar selama 60 detik; idealnya suatu bahan resin komposit sebagai bahan restorasi diletakan sekitar 2-2,5 mm sehingga proses polimerisasi dapat berlangsung dengan maksimal.

DAFTAR PUSTAKA

1. Sularsih, Sarianofern. Penggunaan resin komposit untuk mengurangi resiko barodontal. *Jurnal Kedokteran gigi FKGM UHT* 2012; 1
2. Anggraeni A, Yuliaty A, Nirwana I. Perlekatan koloni Streptococcus mutans pada permukaan resin komposit sinar tampak. *Majalah Kedokteran Gigi Bagian Ilmu Material Dan Teknologi Kedokteran Gigi Universitas Airlangga* 2015; 38(1): 8-11
3. Susanto A.A. Pengaruh ketebalan bahan dan lamanya waktu penyinaran terhadap kekerasan permukaan resin komposit sinar. *Majalah Kedokteran Gigi (Dent J)* 2015; 38(1):32-5.
4. Sundari I, Indrani DJ. Peran filler terhadap fracture toughness pada komposit resin. *M I Kedoteran Gigi* 2011; 24(1):42-5
5. Chan KHS, Mai Y, Kim Y, Kim H, Tong KCT, NG D, Hsiao JCM. Resin composite filling. Vancouver: Department of zoology, Universitas of British Columbia; 2010
6. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine* 2011.
7. Takahashi H, Nishiyama N, Arksornnukit M. Effects of silane coupling agents and solutions of different polarity on PMMA bonding to alumina. *Dental Materials Journal* 2012; 31(4):610-6.
8. Anusavice KJ. Buku ajar ilmu bahan kedoteran gigi. Alih Bahasa: Yuwono L. Edisi ke-10. Jakarta: EGC; 2011
9. Bergmann A, Kieschnick A. Komposit–Entscheidend ist die Rezeptur. *Dental Education Media Fuchstal* No. 12; 2011.p. 506-19.
10. Roeters JJ, Shortall ACC, Opdam NJM. Can a single composite resin serve all purposes. *Br Dent J* 2011; 199(2):73-9.
11. Lindberg A. Sandwich restorations and curing techniques. Sweden: Departemen of Dental Hygienist Education, Faculty of Medicine Umea University; 2015
12. Peyton J. Direct restoration of anterior teeth: review of the clinical technique and case presentation. 2012; 14(3): 203-10.
13. Gracia AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Bucal* 2016; 11: 15-20
14. Permata sari R, Usman M. Penutupan diastema dengan menggunakan komposit nanofiller. *Indonesian J Dent* 2011; 15(3): 239-46.
15. Sturdevant C. Art and science of operativ dentistry. A Harcourt health sciences company; 2012
16. O'Brien WJ. Dental material and their selection, 3rd Ed. Barcelona: Quintessence Books; 2012
17. Darvell BW. Materials science of dentistry, 9th Ed. Hongkong: Former Reader in Dental Materials Scince; 2011
18. Fitriyani S, Herda E. Perkembangan sumber cahaya dalam bidang kedoteran gigi. *Dentika Dent J* 2012; 13(1)
19. Singh TK, Ataide I, Fernandes M, Lambor RT. Light curing devices-a clinical review. *J Orofac Res* 2011; 1: 15-9.
20. Stein B. Building technology: mechanical and electrical system. Canada: Jhon Wiley and Son Inc.; 2011