

**PENGARUH WAKTU PENYINARAN SETELAH APLIKASI
TWO STEP SELF-ETCH ADHESIVE UNIVERSAL TERHADAP
TENSILE STRENGTH PADA GIGI BOVINE**

*(The Effect of Light Curing Time After Application of Two-Step Self-Etch Universal
Adhesive on Tensile Strength in Bovine Teeth)*



SKRIPSI

*Diajukan Kepada Universitas Hasanuddin untuk Melengkapi Salah Satu Syarat
untuk Mencapai Gelar Sarjana Kedokteran Gigi*

KHAIRUNNISA NUR RIZQI ABABIL

J011201131

DEPARTEMEN KONSERVASI GIGI

FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI

UNIVERSITAS HASANUDDIN

MAKASSAR

2023

**PENGARUH WAKTU PENYINARAN SETELAH APLIKASI
TWO STEP SELF-ETCH ADHESIVE UNIVERSAL TERHADAP
TENSILE STRENGTH PADA GIGI BOVINE**

*(The Effect of Light Curing Time After Application of Two-Step Self-Etch Universal
Adhesive on Tensile Strength in Bovine Teeth)*

SKRIPSI

*Diajukan Kepada Universitas Hasanuddin Sebagai Salah Satu Syarat
Untuk Mencapai Gelar Sarjana Kedokteran Gigi*

KHAIRUNNISA NUR RIZQI ABABIL

J011201131

DEPARTEMEN KONSERVASI GIGI

FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI

UNIVERSITAS HASANUDDIN

MAKASSAR

2023

LEMBAR PENGESAHAN

Judul : Pengaruh Waktu Penyinaran Setelah Aplikasi *Two Sep Self-Etch Adhesive Universal* terhadap *Tensile Strength* pada Gigi *Bovine*

Oleh : Khairunnisa Nur Rizqi Ababil / J011201131

Telah Diperiksa dan Disahkan

Pada Tanggal 8 November 2023

Oleh :

Pembimbing

drg. Noor Hikmah, M.KG., Sp.KG Subsp KE(K)

NIP. 19830917 202204 4 001

Mengetahui,

Dekan Fakultas Kedokteran Gigi

Universitas Hasanuddin



drg. Irfan Sugianto, M.Med.Edd., Ph.D

NIP. 19810215 200801 1 009

SURAT PERNYATAAN

Dengan ini menyatakan mahasiswa yang tercantum di bawah ini :

Nama : Khairunnisa Nur Rizqi Ababil

NIM : J011201131

Judul : Pengaruh Waktu Penyinaran Setelah Aplikasi *Two Step Self-Etch Adhesive Universal* Terhadap *Tensile Strength* Pada Gigi Bovine

Menyatakan bahwa skripsi dengan judul yang diajukan adalah judul baru dan tidak terdapat di Perpustakaan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin.

Makassar, Oktober 2023

Koordinator Perpustakaan FKG Unhas



PERNYATAAN KEASLIAN SKRIPSI

Saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Khairunnisa Nur Rizqi Ababil

NIM : J011201131

Menyatakan bahwa skripsi dengan judul **“Pengaruh Waktu Penyinaran Setelah Aplikasi *Two Step Self-Etch Adhesive Universal Terhadap Tensile Strength Pada Gigi Bovine*”** benar merupakan karya saya. Judul skripsi ini belum pernah diajukan untuk memperoleh gelar kesarjanaan di suatu perguruan tinggi. Jika di dalam skripsi ini terdapat informasi yang berasal dari sumber lain, saya nyatakan telah disebutkan sumbernya di dalam daftar pustaka.

Makassar, 8 November 2023



Khairunnisa Nur Rizqi Ababil

J011201131

HALAMAN PERSETUJUAN PEMBIMBING

Yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama Pembimbing :

Tanda Tangan :

1. drg. Noor Hikmah, M.KG., Sp.KG Subsp KR(K)



Judul Skripsi:

Pengaruh Waktu Penyinaran Setelah Aplikasi *Two Step Self-Etch Adhesive Universal*
Terhadap *Tensile Strength* Pada Gigi *Bovine*

Menyatakan bahwa skripsi dengan judul seperti tersebut di atas telah diperiksa, dan dikoreksi dan disetujui oleh pembimbing untuk di cetak dan/atau diterbitkan.

KATA PENGANTAR

Bismillahirrahmanirrahim

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT karena berkat dan rahmat-Nya-lah penulis dapat menyelesaikan skripsi ini dengan judul **“Pengaruh Waktu Penyinaran Setelah Aplikasi *Two Step Self-Etch Adhesive Universal Terhadap Tensile Strength Pada Gigi Bovine*”**. Penulisan skripsi ini bertujuan untuk memenuhi salah satu syarat mencapai gelar Sarjana Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin. Lebih dari itu, penulis sangat mengharapkan dapat memberikan manfaat bagi para mahasiswa, masyarakat, dan peneliti untuk menambah informasi rasional dalam bidang ilmu kedokteran gigi.

Dalam penulisan skripsi ini, penulis mengalami beberapa kendala yang dihadapi. Namun, berkat bimbingan dan dukungan dari berbagai belah pihak penulisan skripsi ini dapat terselesaikan dengan baik. Oleh karena itu, melalui kesempatan ini penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada :

1. Kedua orang tua penulis, **Amsir** dan **Asterida** serta kakak dan adik (**Siti, Rara, Baim**) yang telah memberikan dukungan baik berupa moral dan materil serta do'a yang tiada hentinya kepada penulis selama ini. Semoga Allah melimpahkan rahmat-Nya serta memberikan kesehatan.
2. **drg. Noor Hikmah, M.KG., Sp.KG Subsp KR(K)**, selaku dosen pembimbing dalam penulisan skripsi ini yang banyak meluangkan waktu untuk memberikan arahan, bimbingan, dan dukungan untuk memotivasi penulis sehingga penulis mampu berhasil menyelesaikan penelitian dan skripsi ini.

3. **Dr. drg. Aries Chandra Trilaksana, Sp.KG, Subsp KE(K)** dan **Prof. Dr. drg. Ardo Sabir, M.Kes** selaku dosen penguji yang telah memberikan masukan-masukan bermanfaat untuk kesempurnaan dalam penyusunan skripsi ini.
4. **drg. Irfan Sugianto, M.Med.Ed., Ph.D**, selaku Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin yang telah memberikan motivasi kepada seluruh mahasiswa untuk menyelesaikan skripsi tepat waktu.
5. **Seluruh Dosen, Staf Akademik, Staf Tata Usaha, dan Staf Perpustakaan FKG UNHAS** serta **Staf Departemen Konservasi Gigi** yang telah banyak membantu penulis.
6. Staf Laboratorium Konservasi FKG, **Pak Bambang** dan **Pak Talle** serta staf Laboratorium Metalurgi Fisik Fakultas Teknik, **Pak Edy** yang telah banyak membantu dalam proses penelitian ini.
7. **Yusnita, Dinda**, dan **Arkan** serta **drg. Aryuni Abd. Gaffar** dan **drg. Nurlaela Tahir** selaku teman seperjuangan penelitian penulis yang telah memberikan dukungan dan bantuan dari awal penelitian hingga akhir.
8. Teman-teman angkatan **ARTIKULASI 2020** selaku teman seperjuangan penulis yang telah membersamai dan memberikan motivasi serta do'a mulai dari awal hingga akhir perkuliahan kepada penulis.
9. **Endah** dan **Syarifa** selaku teman dekat penulis yang selalu mendengarkan keluh kesah penelitian serta senantiasa memberikan dukungan dan motivasi dalam menyelesaikan penelitian dan skripsi.

10. Seluruh pihak yang tidak dapat disebutkan satu persatu yang telah membantu penulis selama penyusunan skripsi ini.

Akhir kata, penulis sangat mengharapkan dalam tulisan ini mampu menjadi sumber informasi rasional yang bermanfaat dalam bidang ilmu kedokteran gigi untuk ke depannya. Penulis menyadari dalam penulisan ini sangat jauh dari kata sempurna. Oleh karena itu, penulis mengharapkan saran dan kritik untuk membantu menyempurnakan skripsi ini.

Makassar, 18 Oktober 2023

Penulis

ABSTRACT

EFFECT OF INCREASING SOLVENT EVAPORATION TIME ON THE TENSILE BOND STRENGTH OF TWO STEP SELF-ETCH UNIVERSAL ADHESIVE TO DENTIN

Khairunnisa Nur Rizqi Ababil¹

¹Dental Student of Hasanuddin University, Indonesia

khairunnisanurizqi@gmail.com¹

Background: Composite resin is a tooth-colored adhesive restoration material that has the ability to bond with tooth structure micromechanically. A bond that is not strong enough with the tooth structure is one of the causes of failure of restorations using composite resin. The bond is formed due to the use of acid etching and adhesive materials. The latest development of adhesive materials is universal adhesive materials. The strength of the adhesive is influenced by the polymerization rate of the adhesive. The bond strength of adhesive materials can be increased by increasing the polymerization rate. Depositing time is one of the factors that can influence the polymerization rate. Increasing the copying time will increase the bond strength of the adhesive material and will increase the bond strength of the adhesive material. **Objective:** This study aims to evaluate the effect of light curing time after application of two-step self-etch universal adhesive on the tensile strength of bovine teeth. **Method:** The method used is laboratory experimental with a post-test only control group design. Thirty bovine tooth samples that met the inclusion and exclusion criteria were divided into 3 groups of adhesive material light curing times (Groups 5 seconds, 10 seconds, and 15 seconds). All samples were prepared, then adhesive was applied with the light curing time according to the group, restored with composite resin, then a tensile bond strength test was performed. Data were analyzed using One way ANOVA and Post hoc test. **Results:** There were significant differences between all treated groups ($p=0.000$). The highest tensile bond strength value was in the 30 second group (72,68 MPa), the 20 second group (50,55 MPa), and the lowest was in the 10 second group (37.69 Mpa). **Conclusion:** increasing exposure time after application of two-step self-etch universal adhesive increases the tensile strength of bovine teeth.

Keywords: two step self-etch universal adhesive, tensile bond strength, light curing time.

ABSTRAK

PENGARUH WAKTU PENYINARAN SETELAH APLIKASI *TWO STEP SELF-ETCH ADHESIVE UNIVERSAL* TERHADAP *TENSILE STRENGTH* PADA GIGI *BOVINE*

Khairunnisa Nur Rizqi Ababil

¹Mahasiswa Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin, Indonesia

khairunnisanurizqi@gmail.com¹

Latar belakang: Resin komposit merupakan material restorasi adhesif sewarna gigi yang memiliki kemampuan berikatan dengan struktur gigi secara mikromekanis. Ikatan yang tidak adekuat dengan struktur gigi menjadi salah satu penyebab terjadinya kegagalan restorasi menggunakan resin komposit. Ikatan tersebut terbentuk karena penggunaan etsa asam dan bahan adhesif. Perkembangan terbaru bahan adhesif yaitu bahan adhesif universal. Kekuatan bahan adhesif dipengaruhi oleh laju polimerisasi bahan adhesif. Kekuatan ikatan bahan adhesif dapat ditingkatkan dengan cara meningkatkan laju polimerisasinya. Waktu penyinaran merupakan salah satu faktor yang dapat mempengaruhi laju polimerisasi. Peningkatan waktu penyinaran akan meningkatkan kekuatan ikatan bahan adhesif dan akan meningkatkan kekuatan ikatan bahan adhesif. **Tujuan:** Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi pengaruh waktu penyinaran setelah aplikasi *two step self-etch adhesive universal* terhadap *tensile strength* pada gigi *bovine*. **Metode:** Metode yang digunakan adalah eksperimental laboratoris dengan desain penelitian *post-test only control group design*. Dua puluh tujuh sampel gigi *bovine* yang memenuhi kriteria inklusi dan eksklusi dibagi menjadi 3 kelompok waktu penyinaran bahan adhesif (Kelompok 10 detik, 10 detik, dan 30 detik). Semua sampel dipreparasi, kemudian diaplikasikan adhesif dengan waktu penyinaran bahan adhesif sesuai kelompok, direstorasi resin komposit, lalu dilakukan uji kekuatan ikat tarik. Data dianalisa dengan *One way ANOVA* dan *Post hoc* test. **Hasil:** Terdapat perbedaan bermakna antara semua kelompok perlakuan ($p=0.000$). Nilai kekuatan ikat tarik tertinggi pada kelompok 10 detik (72,69 MPa), kelompok 20 detik (50,55 MPa), dan terendah pada kelompok 10 detik (37.69 Mpa). **Kesimpulan:** Peningkatan waktu penyinaran setelah aplikasi *two step self-etch adhesive universal* meningkatkan *tensile strength* pada gigi *bovine*.

Kata Kunci: *two step self-etch universal adhesive*, kekuatan ikat tarik, waktu penyinaran.

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN	ii
SURAT PERNYATAAN	iii
PERNYATAAN KEASLIAN SKRIPSI	iv
HALAMAN PERSETUJUAN PEMBIMBING	v
KATA PENGANTAR	vi
ABSTRACT	ix
ABSTRAK	x
DAFTAR ISI	11
DAFTAR GAMBAR	14
DAFTAR TABEL	15
BAB I PENDAHULUAN	16
1.1 Latar Belakang.....	16
1.2 Rumusan Masalah.....	18
1.3 Tujuan Penelitian	19
1.3.1 Tujuan Umum	19
1.3.1 Tujuan Khusus	19
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	20
2.1 <i>Bonding Agents</i>	20
2.1.1 Etsa.....	20
2.1.2 <i>Primer dan Adhesive</i>	21
2.1.3 Perkembangan <i>Bonding Agents</i>	22
2.2 Sistem Adhesif.....	26

2.2.1 <i>Total-etch</i>	26
2.2.2 <i>Self-etch</i>	27
2.2.3 <i>Universal Adhesive System</i>	30
2.3 Polimerisasi.....	31
2.3.1 Fotoinisiator	32
2.3.2 <i>Light Curing Unit</i>	34
2.3.3 Fotopolimerisasi.....	35
2.4 Resin Komposit.....	37
2.4.1 Jenis Resin Komposit.....	38
2.4.2 Polimerisasi Resin Komposit	39
2.5 <i>Tensile Bond Strength (TBS)</i>	41
2.6 <i>Gigi Bovine</i>	42
BAB III KERANGKA PENELITIAN	44
3.1 Kerangka Teori	44
3.2 Kerangka Konsep.....	45
3.3 Hipotesis	46
BAB IV METODE PENELITIAN	47
4.1 Jenis penelitian.....	47
4.2 Desain penelitian	47
4.3 Waktu penelitian.....	47
4.4 Lokasi penelitian.....	47
4.5 Sampel penelitian.....	47
4.6 Perhitungan jumlah sampel.....	48
4.7 Variabel penelitian.....	49
4.8 Definisi operasional variabel penelitian	50

4.9 Alat dan bahan penelitian	50
4.10 Pelaksanaan penelitian.....	52
4.10.1 Persiapan Sampel	52
4.10.2 Prosedur Restorasi	55
4.10.3 Uji Tarik.....	58
4.11 Data.....	59
4.12 Alur Penelitian	60
BAB V HASIL PENELITIAN.....	61
BAB VI PEMBAHASAN	64
BAB VII PENUTUP	69
7.1 Kesimpulan	69
7.2 Saran	69
DAFTAR PUSTAKA	70
LAMPIRAN	77

DAFTAR GAMBAR

- Gambar 2.1 Spektrum penyerapan CQ, TPO, PPD, Ivocerin
- Gambar 4.1 Gigi dipotong hingga batas CEJ
- Gambar 4.2 Gigi diletakkan dalam pipa akrilik
- Gambar 4.3 Kawat dilekatkan pada gigi
- Gambar 4.4 Sampel dihaluskan menggunakan amplas
- Gambar 4.5 Sampel setelah dihaluskan hingga lapisan dentin
- Gambar 4.6 Sampel dicuci menggunakan alat ultrasonik
- Gambar 4.7 Kuteks diaplikasikan pada permukaan sampel
- Gambar 4.8 *Primer* diaplikasikan dengan teknik brushing
- Gambar 4.9 *Primer* dikeringkan menggunakan *three-way -syringe*
- Gambar 4.10 *Adhesive* diaplikasikan dengan teknik brushing
- Gambar 4.11 *Adhesive* dikeringkan menggunakan *three-way -syringe*
- Gambar 4.12 Pengukuran intensitas cahaya
- Gambar 4.13 Sampel disinari sesuai dengan kelompok perlakuan
- Gambar 4.14 Sampel disimpan dalam inkubator
- Gambar 4.15 Sampel dikaitkan di mesin uji
- Gambar 4.16 Sampel setelah diuji Tarik hingga bagian komposit terlepas
- Gambar 5.1 Diagram perbedaan TBS ketiga kelompok perlakuan

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Komposisi bahan adhesif

Tabel 5.1 Hasil uji normalitas dan homogenitas

Tabel 5.2 Hasil uji beda nilai rata-rata dengan *One-way Anova*

Tabel 5.3 Hasil uji perbandingan *Tensile Bond Strength*

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Seiring dengan perkembangan teknologi dan jejaring sosial, masyarakat mulai memperhatikan kesehatan gigi dan mulutnya. Masyarakat juga cenderung mengutamakan penampilannya. Sejalan dengan hal tersebut, gigi merupakan salah satu aspek penting yang mendukung penampilan seseorang. Salah satu permasalahan gigi yang paling sering ditemui yaitu karies. Karies yang terjadi pada gigi anterior akan mengganggu estetika penderitanya, maka dari itu diperlukan bahan restorasi yang kuat dan memiliki estetika yang baik.¹

Resin komposit merupakan material restorasi adhesif sewarna gigi yang sering digunakan. Resin komposit memiliki kemampuan berikatan dengan struktur gigi secara mikromekanis. Resin komposit memiliki banyak kelebihan, yaitu sifat estetik yang baik, penghantar panas rendah, mudah dimanipulasi, tahan lama, dan tidak larut dalam cairan mulut. Di samping kelebihan tersebut, restorasi menggunakan resin komposit juga bisa mengalami kegagalan.^{2,3}

Salah satu penyebab kegagalan restorasi menggunakan resin komposit adalah ikatannya dengan struktur gigi. Ikatan tersebut terbentuk karena penggunaan etsa asam dan bahan adhesif. Jika dibandingkan dengan ikatan adhesi pada email, ikatan adhesi pada dentin lebih sulit untuk dicapai karena dentin memiliki sifat yang heterogen. Dentin memiliki kandungan air dan organik lebih tinggi dibandingkan email, hal inilah yang membuat dentin lebih sulit berikatan dengan

sistem adhesif dibandingkan email. Hal tersebut menjadi salah satu alasan bahan adhesif semakin dikembangkan untuk memudahkan penggunaannya.^{2,3}

Perkembangan terbaru bahan adhesif yaitu bahan adhesif universal yang dapat digunakan dengan teknik *etch-and-rinse*, *self-etch* atau *selective etch*. Salah satu monomer yang digunakan dalam bahan adhesif universal adalah *glycerol phosphate dimethacrylate* (GPDM) yang dapat bereaksi secara kimiawi dengan hidroksiapatit pada permukaan email dan dentin yang telah diaplikasikan etsa dan *primer* untuk meningkatkan kekuatan ikatan. Penelitian mengenai kekuatan ikatan resin komposit dengan struktur gigi yang dilakukan oleh Fei Han, dkk., (2020) mendapatkan hasil bahwa *two step self-etch adhesive* berbasis GPDM menghasilkan permukaan email yang lebih kasar dan menghasilkan ikatan yang lebih kuat dan tahan lama dibandingkan bahan adhesif universal berbasis *methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate* (MDP).^{4,5,6}

Sistem *two step self-etch adhesive* meliputi penggunaan *primer* (gabungan monomer asam dan monomer hidrofilik) dan dilanjutkan dengan penggunaan *adhesive* (agen hidrofobik). *Primer* berpenetrasi langsung ke dalam tubuli dentin dan dapat menghasilkan nilai kekuatan ikatan yang tinggi. Sementara, kekuatan ikatan bahan adhesif dipengaruhi oleh peningkatan derajat polimerisasi. Faktor – faktor yang mempengaruhi laju polimerisasi antara lain ketebalan bahan adhesif, jarak penyinaran, volume dan ukuran partikel pengisi, warna dan opasitas material, intensitas cahaya dan yang terpenting adalah waktu *curing* dan panjang gelombang cahaya. Hal ini sejalan dengan penelitian yang dilakukan oleh Amir Ghasemi, dkk., (2019) mengenai pengaruh waktu *curing* terhadap kekuatan

ikatan *micro shear* mendapatkan hasil bahwa peningkatan waktu penyinaran bahan adhesif dapat meningkatkan kekuatan ikatan pada email secara signifikan.^{7,8,9}

Kekuatan ikatan antara resin komposit dan struktur gigi akan mempengaruhi kekuatan retentif restorasi komposit. Kekuatan ikatan restorasi resin komposit dengan struktur gigi dapat diukur dengan uji *tensile*, *microtensile*, dan *shear bond test*. Uji *tensile bond strength* saat ini direkomendasikan untuk mengukur kekuatan ikatan resin komposit dengan struktur gigi. Hal ini selaras dengan penelitian yang dilakukan oleh Balkaya, dkk., (2023) mengenai evaluasi kekuatan ikatan dentin dari enam bahan adhesif universal yang menggunakan uji *tensile bond strength* sebagai metode ujinya.^{10,11,12}

Belum ditemukan kajian mengenai uji pengaruh perbedaan waktu penyinaran setelah pengaplikasian *two step self-etch adhesive universal* terhadap *tensile strength*. Penelitian ini penting karena waktu penyinaran bahan adhesif mempengaruhi kekuatan adhesi antara resin komposit dengan struktur gigi yang juga akan mempengaruhi keberhasilan restorasi. Berdasarkan uraian tersebut, maka penulis tertarik untuk menyusun sebuah penelitian untuk mengevaluasi pengaruh waktu penyinaran setelah aplikasi *two step self-etch adhesive universal* terhadap *tensile strength*.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang tersebut, maka dapat dirumuskan permasalahan, bagaimana pengaruh waktu penyinaran setelah aplikasi *two step self-etch adhesive universal* terhadap *tensile strength* pada gigi *bovine*?

1.3 Tujuan Penelitian

1.3.1 Tujuan Umum

Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi pengaruh waktu penyinaran setelah aplikasi *two step self-etch adhesive universal* terhadap *tensile strength* pada gigi *bovine*.

1.3.1 Tujuan Khusus

Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi:

- a. *Tensile strength two step self-etch adhesive universal* pada gigi *bovine* dengan waktu penyinaran 10 detik.
- b. *Tensile strength two step self-etch adhesive universal* pada gigi *bovine* dengan waktu penyinaran 20 detik.
- c. *Tensile strength two step self-etch adhesive universal* pada gigi *bovine* dengan waktu penyinaran 30 detik.

1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat yang dapat diperoleh dari penelitian ini adalah sebagai berikut.

1. Sebagai media untuk mengetahui dan menambah wawasan tentang pengaruh aplikasi *two step self-etch adhesive universal* dengan waktu penyinaran yang berbeda terhadap *tensile strength* pada gigi *bovine*.
2. Hasil penelitian ini diharapkan dapat memberikan sumbangan pengetahuan dan informasi bagi dokter gigi mengenai pengaruh aplikasi *two step self-etch adhesive universal* dengan waktu penyinaran yang berbeda terhadap *tensile strength* pada gigi *bovine*.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Bonding Agents

Bonding agent adalah material yang digunakan untuk membentuk perlekatan antara bahan restorasi dengan struktur gigi, sehingga restorasi tersebut memiliki retensi terhadap permukaan gigi. Penggunaan *bonding agent* bertujuan untuk meningkatkan kekuatan perlekatan antara resin dengan permukaan gigi, meningkatkan retensi bahan restorasi, dan mengurangi terjadinya kebocoran mikro antara permukaan resin dan dentin. *Bonding agent* memiliki tiga komponen, yaitu etsa, *primer*, dan *adhesive*.^{11,13}

2.1.1 Etsa

Etsa pertama kali diperkenalkan oleh Buonocore pada tahun 1955, yaitu etsa pada email dengan asam fosfat 85%. Etsa merupakan material yang memiliki sifat asam, berfungsi untuk menghilangkan permukaan mineral gigi dan membentuk *micropores* yang menyebabkan permukaan email menjadi kasar sehingga resin komposit dapat berikatan dengan permukaan gigi dan membentuk *resin tag*. Pembentukan *resin tag* yaitu dari proses demineralisasi ion kalsium pada permukaan superfisial email akan membuat permukaan menjadi lebih reaktif terhadap bahan resin dan meningkatkan kekuatan perlekatan struktur gigi dan resin komposit. Etsa yang sering digunakan adalah asam fosforik 37%. Setelah etsa asam pada email diperkenalkan, Fusayama dkk memperkenalkan etsa asam pada dentin. Pada awalnya, terdapat kontroversi di kalangan peneliti mengenai penggunaan etsa pada dentin. Etsa asam tidak dianjurkan untuk diaplikasikan secara langsung pada

permukaan dentin yang terletak dekat dengan pulpa karena dianggap dapat memicu inflamasi pulpa.^{11,14}

Sementara pada penelitian lain ditemukan bahwa etsa asam fosfat tidak menyebabkan inflamasi pulpa dan bermanfaat untuk menghilangkan *smear layer*. Hal tersebut dapat memudahkan adaptasi *adhesive* yang akan diaplikasikan. Pada beberapa penelitian didapatkan bahwa *adhesive* yang diaplikasikan pada permukaan dentin yang telah di etsa menghasilkan kekuatan perlekatan yang baik.^{14,16}

2.1.2 Primer dan Adhesive

Primer memiliki kandungan bahan monomer yang dilarutkan dalam air, alkohol dan aseton. *Primer* memiliki komponen hidrofobik (gugus metakrilat) dan hidrofilik (gugus *hydroxyl* atau *carboxyl*). *Primer* memiliki fungsi untuk memudahkan perlekatan resin komposit pada permukaan gigi. Unsur-unsur yang terkandung dalam bahan *primer* akan berpolimerisasi di dalam tubuli dentin dan bergabung dengan *smear plug* sehingga dapat mengurangi atau bahkan mencegah sensitivitas setelah perawatan. Hal tersebut dapat menghasilkan nilai kekuatan rekat komposit resin yang tinggi pada dentin.^{8,11}

Adhesive pada *bonding agent* memiliki peranan penting dalam menghasilkan ikatan antara dentin dan resin komposit dan komponennya sama dengan *primer*. Penggunaan *adhesive* dalam restorasi resin komposit dapat meningkatkan kualitas resin komposit sebagai bahan restorasi. *Adhesive* memiliki komponen kombinasi dimetakrilat resin komposit dengan monomer TEGDMA. Adanya kombinasi

tersebut mengoptimalkan *resin tag* yang terdapat pada email yang dapat meningkatkan pelekatan mikromekanikal.^{11,14}

Beberapa faktor yang dapat mempengaruhi kekuatan ikat *adhesive* yaitu ketebalan *smear layer*, jumlah lapisan, dan waktu aplikasi bahan bonding. Pengerinan bahan pelarut yang terdapat pada bonding dipengaruhi oleh lama waktu pengaplikasian bahan bonding. Hal tersebut menjadi salah satu hal yang perlu diperhatikan karena kekuatan ikat *adhesive* akan berkurang apabila bahan pelarut belum hilang dengan sempurna.^{13,14}

2.1.3 Perkembangan *Bonding Agents*

Berdasarkan mekanisme perlekatan dan struktur yang dilekatinya, *bonding agents* dikelompokkan menjadi beberapa generasi sebagai berikut.^{3,16}

1. Generasi pertama, kedua, dan ketiga

Sistem *bonding* generasi pertama yaitu *bonding* pada dentin. Sistem *bonding* ini dikembangkan pada akhir tahun 1950 dan awal tahun 1960. Material ini hanya memiliki kekuatan ikat 2-3 MPa. Pada restorasi lesi servikal non karies, material ini memiliki hasil yang tidak memuaskan.^{2,16}

Sistem *bonding* generasi kedua memiliki mekanisme perlekatan dengan mengandalkan reaksi antara gugus fosfat yang bermuatan negatif dengan ion kalsium yang bermuatan positif di *smear layer*. Material ini memiliki kekuatan ikat di bawah nilai klinis yang diharapkan. Material ini kurang membasahi dentin dengan baik, tidak berpenetrasi di *smear layer* secara menyeluruh sehingga bahan *bonding* tidak mencapai permukaan dentin untuk membentuk

ikatan ion ataupun *resin tag* di tubulus dentin. Pengujian *in vitro* material ini selama 6 bulan memiliki hasil yang tidak memuaskan.^{2,16}

Sistem adhesif generasi ketiga memiliki prinsip kerja memodifikasi sebagian *smear layer* sehingga monomer asam (*phenyl P* atau PENTA) dapat berpenetrasi. Uji laboratoris material ini mendapatkan hasil yang memuaskan, tetapi pada uji klinis mendapatkan hasil yang tidak memuaskan.^{2,16}

2. Generasi keempat

Generasi ini dikenal dengan teknik “*total-etch*” atau *etch and-rinse*. Teknik ini memiliki tiga tahap, yaitu: penggunaan gel asam fosfat, aplikasi *primer* yang berisi monomer hidrofilik reaktif yang terlarut dalam etanol/aseton/air, aplikasi *resin adhesive* yang mengandung atau tidak mengandung *filler*. *Primer* mengandung pelarut etanol/air yang bertujuan untuk menggantikan cairan yang berasal dari matriks dentin dan membawa monomer ke jaringan dentin yang telah didemineralisasi dan jaring-jaring kolagen. Sistem adhesif dentin menggunakan etsa asam dentin untuk menghilangkan *smear layer* yang dapat mengurangi permeabilitas dentin dan sebagai penghalang bagi penetrasi bahan adhesif di dentin. *Adhesive* mengandung monomer yang bersifat hidrofobik dikombinasikan dengan molekul hidrofilik.^{2,16}

Pengujian secara *in vitro* dan *in vivo* sistem adhesif dengan teknik *etch-and-rinse* memiliki hasil yang baik. Didapatkan hasil uji kekuatan ikat terhadap dentin berkisar 17-30 MPa, nilai tersebut hampir setara dengan email. Wilder, dkk. melakukan penelitian terhadap 100 restorasi dan didapatkan hasil tingkat

keberhasilan teknik *three-step bonding* mencapai 93% selama lebih dari 12 tahun.^{2,16}

3. Generasi kelima

Sistem adhesif pada generasi ini dikenal dengan istilah *two-step etch-and-rinse adhesives*. Istilah “*one bottle*” juga biasa digunakan pada generasi ini karena *primer* dan *adhesive* ada dalam satu botol. Sistem adhesif ini tetap memerlukan etsa yang penggunaannya terpisah. Pada pengujian *in vitro*, didapatkan hasil yaitu kekuatan ikatan terhadap dentin hampir mendekati ikatan terhadap email, sehingga penelitian terarah untuk menyederhanakan prosedur adhesif.^{2,16}

4. Generasi keenam

Bahan adhesif generasi ini diperkenalkan dengan istilah *two-step self-etch systems* atau *self-etching-primer* (SEP) di akhir tahun 1990. *Self-etching-primer* merupakan kombinasi etsa dan primer, memungkinkan monomer resin berpenetrasi dengan substrat dentin melalui *smear layer* tanpa membilas etsa dan pengeringan. Hal tersebut dapat mengurangi kemungkinan *over-wetting* atau *overdrying* yang berpengaruh terhadap adhesi. Air merupakan komponen penting bagi monomer asam untuk mengionisasi dan demineralisasi. Oleh sebab itu, ketika diaplikasikan SEP, dentin tetap lembab dan dapat menghindari kolapsnya kolagen. SEP memiliki komposisi antara lain monomer ester asam fosfat (10-MDP), 4-META dan *phenyl-P*. Dalam mendemineralisasi email, *selfetching-primer* tidak sama dengan asam fosfat dan kekuatan ikatannya secara klinis tidak sekuat etsa asam fosfat. Teknik ini tidak begitu sensitif

seperti *etch-and-rinse* dan tidak memiliki korelasi dengan sensitifitas postoperatif.^{2,16}

5. Generasi ketujuh

Generasi ini dikenal dengan istilah *one-step self-etch adhesives* atau “*all-in-one*”. Sistem adhesif ini mengkombinasikan etsa, *primer* dan *adhesive* dalam satu larutan untuk memudahkan pengaplikasiannya. *All-in one adhesives* memiliki kandungan *uncured ionic monomers* sehingga dapat secara langsung berkontak dengan restorasi resin komposit. Sifat dari tipe ini yaitu membran yang semi permeabel sehingga dapat memicu degradasi hidrolitik ikatan resin-dentin.^{2,16}

6. Generasi adhesif universal

Bahan adhesif universal merupakan perkembangan terbaru dari sistem adhesif. Generasi ini merupakan perkembangan untuk mengatasi ketidakmampuan generasi bahan adhesif *one-step self-etch*. Bahan adhesif ini dapat diaplikasikan dengan atau tanpa asam fosfat yang juga menjadi salah satu keunggulannya.^{2,16}

Pada material ini banyak ditemukan *Methacryloyloxydecyl Dihydrogen phosphate* (MDP) yang merupakan monomer asam hidrofilik. Material ini juga mengandung *biphenyl dimethacrylate* (BPDM), *dipentaerythritol pentaacrylate phosphoric acid ester* (PEN-TA) dan kopolimer asam polialkenoat, yang dapat meningkatkan ikatan dengan struktur gigi. Komposisi lain dari material ini yaitu kombinasi monomer hidrofilik (*hydroxyethyl methacrylate* /HEMA), hidrofobik (*decandiol dimethacrylate* /D3MA) dan

intermediet (bis-GMA). Beberapa pabrik menambahkan silane dalam komposisi bahan adhesif ini agar dapat diaplikasikan untuk melekatkan resin komposit pada bahan lain, seperti keramik/porselin, metal, zirkonia dan resin komposit. Oleh karena itu, maka bahan adhesif universal dapat diaplikasikan pada restorasi direk maupun indirek.^{2,16}

2.2 Sistem Adhesif

Bonding agent diklasifikasi menurut sistem etsanya menjadi 2 tipe yaitu *total-etch system/rinse technique* dan *self-etch system/non-rinse technique*. Selain itu, terdapat juga *universal adhesive system* yang memungkinkan bahan adhesif untuk digunakan dengan berbagai teknik.

2.2.1 Total-etch

Total-etch merupakan bahan *bonding* yang bekerja dengan cara mendemineralisasi tubulus dentinalis dan melarutkan *smear layer* dengan etsa asam. Karakteristik dari *total-etch* yaitu pembilasan setelah pengaplikasian asam fosfat 30-40%. Kegunaan aplikasi etsa dengan asam fosfat, selain untuk mengangkat *smear layer* pada permukaan email, juga dapat menghasilkan porositas yang banyak, sehingga menghasilkan interaksi kimia dan *interlocking* yang cukup besar.^{15,17}

Material ini memiliki perbedaan dengan material *self-etch* dimana pada material tersebut tidak memerlukan langkah etsa yang terpisah karena demineralisasi dan *priming* terjadi secara bersamaan. Penggunaan etsa asam fosfat di awal dapat meningkatkan kemungkinan terjadinya kesalahan klinis karena membutuhkan prosedur pembilasan dan pengelolaan kelembaban dentin yang

memadai. Bertolak belakang juga dengan sistem *etch-and-rinse, self-etch adhesive* tidak menghilangkan *smear layer* tetapi menggabungkannya dalam kompleks hibridisasi.^{17,18}

Teknik ini dianggap sangat sensitif karena apabila diaplikasikan pada dentin yang terlalu kering, dapat menyebabkan serat kolagen yang terdeminalisasi menjadi *collapse* dan difusi monomer yang rendah di antara serat fibril dapat menghambat pembentukan *hybrid layer*. Sedangkan apabila diaplikasikan dalam kondisi '*over-wet*', dapat menyebabkan pemisahan antara komponen hidrofobik dan hidrofilik dari bahan adhesif, sehingga akan terbentuk rongga seperti gelembung dan gumpalan pada *interface* dentin resin. Selain itu, kelembaban yang berlebihan juga dapat menyebabkan polimerisasi monomer dan penyerapan air yang tidak sempurna pada *hybrid layer*. Efek tersebut dapat menurunkan kualitas ikatan mekanik dari *hybrid layer* yang terbentuk sehingga menyebabkan degradasi dini.^{18,19}

Meskipun material ini masih menjadi standar yang cukup baik untuk bahan adhesif dan juga sebagai adhesif tertua yang masih diproduksi dan dipasarkan, tetapi teknik tidak mampu mencegah kebocoran nano dan celah *interface* yang mempengaruhi daya tahan bahan adhesif. Sehingga dikembangkanlah bahan *self-etch* dengan prosedur lebih sederhana.^{18,19}

2.2.2 Self-etch

Self-etch merupakan bahan *bonding* yang bekerja dengan cara menggabungkan *smear layer* dalam kompleks hibridisasi sehingga lebih permeabel terhadap monomer yang berpenetrasi. Sistem adhesif ini semakin berkembang,

dimulai dengan sistem *self-etch primer* yang terdiri dari dua tahap aplikasi hingga sistem adhesif *self-etch* dengan satu tahap aplikasi. Sistem adhesif *self-etch* menjadi sangat populer belakangan ini karena teknik penggunaannya efisien. Kelebihan bahan adhesif *self-etch* meliputi kesederhanaan penggunaan dan kemampuan teoritis untuk mengetsa dan menginfiltrasi secara bersamaan, sehingga mencegah perbedaan antara demineralisasi dan infiltrasi.^{17,18,20}

Sistem adhesif *self-etch* memiliki karakteristik asam dari monomer aktif berfungsi untuk melarutkan *smear layer* dan demineralisasi dentin di bawahnya. Demineralisasi ini terjadi secara terbatas karena keasaman monomer secara bertahap ditahan oleh kandungan mineral dentin. Ini menyiratkan bahwa aspek morfologi yang dihasilkan dari antar-permukaan yang terikat, sebagian besar dipengaruhi oleh karakteristik dentin tempat adhesif ini diaplikasikan dan juga agresivitas monomer asam. Sistem adhesif *self-etch* lebih sensitif terhadap durasi aliran udara karena kandungannya, seperti jenis dan jumlah pelarut organik, jumlah air, serta monomer hidrofobik.^{13,20}

Berdasarkan prosedur penggunaannya, *self-etch* dapat dikategorikan menjadi *one step self-etch adhesive* dan *two step self-etch adhesive*. Pengelompokan tersebut tergantung pada primer *self-etching* dan resin adhesif yang terpisah atau digabungkan dalam satu larutan.

1. *One step self-etch adhesive*

Pada *one step self-etch adhesive*, sistem ini menggabungkan tiga langkah sekaligus yaitu etsa, *primer* dan *adhesive* sehingga dikenal juga dengan *one-step self-etch adhesive system*. Sistem adhesif ini menggabungkan monomer

fungsional asam, monomer hidrofilik, monomer hidrofobik, *filler*, air dan berbagai pelarut (aseton, etanol, butanol) dan komponen resin, dalam satu larutan. Kehadiran monomer fungsional air dan asam dapat mengurangi daya tahan ikatan *one step self-etch adhesive*.^{15,21}

Kelemahan utama dari *one step self-etch adhesive* terkait dengan sifatnya yang hidrofilik, apabila hidrofilisitasnya berlebihan maka akan membuat lapisan adhesif menjadi lebih rentan untuk menarik air dari substrat yang lembab secara intrinsik. Karena afinitas air meningkat, bahan adhesif ini akan bertindak sebagai membran semi permeabel, bahkan setelah proses polimerisasi. Hal tersebut memungkinkan adanya pergerakan air dari substrat melalui lapisan adhesif. Akibatnya, tetesan-tetesan air kecil dapat ditemukan pada batas antara lapisan adhesif dan bahan restorasi.^{21,22}

2. *Two step self-etch adhesive*

Sistem *two step self-etch adhesive* memerlukan penggunaan dua komponen terpisah, yaitu satu botol berisi *primer* dan asam, dan botol kedua berisi resin dengan ikatan hidrofobik. *Two step self-etch adhesive* merupakan larutan *aqueous acidic* yang memiliki kandungan berbagai monomer vinil (monomer asam, hidrofilik dan hidrofobik) yang dapat mengetsa dan berpenetrasi ke jaringan gigi secara bersamaan, kemudian berfotopolimerisasi dengan resin bonding sehingga membentuk ikatan antara substrat gigi dan bahan restoratif.^{21,22}

2.2.3 Universal Adhesive System

Universal adhesive system dapat digunakan dengan teknik *etch-and-rinse*, *self-etch* atau *selective etch* sehingga dikenal sebagai bahan adhesif “*multi mode*” atau “*multi purpose*”. Bahan adhesif universal dikembangkan untuk mengatasi kelemahan bahan adhesif generasi sebelumnya, yaitu bahan adhesif universal dapat diaplikasikan dengan menggunakan etsa asam atau tanpa etsa asam.^{2,23}

Bahan adhesif universal memiliki kandungan berupa gabungan dari beberapa monomer yang dapat meningkatkan ikatan dengan struktur gigi. *Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate* (MDP) adalah monomer fungsional yang ditemukan pada adhesif generasi terbaru. MDP merupakan monomer hidrofilik yang memungkinkan adhesif universal digunakan dengan teknik etsa apa pun.^{2,23,24}

Monomer yang digunakan pada bahan adhesif universal salah satunya adalah 10-MDP. Monomer 10-MDP yang diaplikasikan pada dentin akan membentuk garam MDP-kalsium yang berkontribusi pada perlindungan serat kolagen. Monomer ini dapat secara kimiawi mengikat ke jaringan gigi melalui ikatan ionik dengan kalsium dalam hidroksiapatit.^{24,25}

Selain itu, matriks universal mengandung kombinasi monomer hidrofilik (*hydroxyethyl methacrylate* /HEMA) hidrofobik (*decandiol dimethacrylate* /D3MA) dan *intermediate* (bis-GMA) yang memungkinkan adhesif universal untuk membuat ikatan di antara celah substrat gigi (hidrofilik) dan restoratif resin (hidrofobik) dalam berbagai kondisi. Kemampuan tersebut memungkinkan bahan adhesif universal dapat diaplikasikan dengan teknik *selective email etching* yang

menggabungkan keunggulan teknik *etch-and-rinse* pada email, dengan teknik *self-etch* pada dentin.^{21,26}

2.3 Polimerisasi

Dalam kedokteran gigi, hampir seluruh produk restoratif berbasis resin menggunakan monomer dasar dan mekanisme polimerisasi yang sama yaitu monomer metakrilat dan vinil serta polimerisasi adisi radikal bebas. Gugus vinil metakrilat memiliki potensi untuk melepaskan energi internalnya yang selanjutnya akan digunakan untuk menghubungkannya dengan gugus metakrilat lainnya yang ada dalam bahan restoratif (polimerisasi). Adanya spesies kimia yang sangat reaktif, mampu mencari lokasi elektron berdensitas tinggi (ikatan rangkap karbon) secara agresif seperti generator radikal bebas merupakan kunci untuk melepaskan energi internal tersebut. Berbagai jenis bahan kimia digunakan untuk peran ini, senyawa tersebut kemudian bereaksi dengan beberapa bentuk energi eksternal (panas, bahan kimia, atau energi radiasi). Faktor-faktor yang mempengaruhi kecepatan proses polimerisasi yaitu proporsi komponen, suhu, dan jumlah paparan energi radiasi. Tingkat polimerisasi menunjukkan jumlah monomer sisa dalam reaksi polimerisasi. Reaksi polimerisasi dengan monomer sisa yang sedikit menunjukkan semakin banyak rantai polimer yang terbentuk.^{27,28}

Pada akhir tahun 1970-an, perusahaan LD Caulk memperkenalkan *UV-cured restorative system*. Formulasi resin berbasis uretan metakrilat, dan senyawa penyerap energi radiasi (fotoinisiator) diaktifkan oleh paparan radiasi elektromagnetik pada panjang gelombang sekitar 365 nm. Karena sinar UV yang digunakan berpotensi menyebabkan pembentukan katarak pada operator serta

memiliki kemungkinan untuk mengubah mikroflora mulut, maka ditentukan batas radiasi untuk fotopolimerisasi gigi dibatasi hanya dalam cahaya tampak (380 nm dan 700 nm). Dalam sistem *light-cured*, pembentukan radikal bebas sangat bergantung pada keberadaan foton dalam lingkungan restoratif lokal (dalam kedalaman) untuk menyebabkan polimerisasi. Bahan berbasis resin dengan aktivasi sinar menghasilkan polimerisasi yang lebih baik dibandingkan dengan aktivasi kimia. Polimerisasi yang tidak sempurna dapat menurunkan sifat fisik dan mekanik restorasi resin komposit dan sistem adhesif. Polimerisasi yang optimal merupakan salah satu faktor penting untuk memperoleh sifat fisik, sifat mekanis dan performa klinis yang baik dari restorasi resin komposit.^{22,27,28}

2.3.1 Fotoinisiator

Saat ini, berbagai jenis sistem fotoinisiator digunakan dalam sistem restoratif berbasis resin *light-cured*. Fotoinisiator yang paling banyak digunakan yaitu *camphorquinone* (CQ) (*1,7,7-trimethylbicyclo[2.2.1] heptane-2,3-dione*) sistem tipe 1. Polimerisasi paling efektif pada sistem adhesif dan resin komposit yaitu ketika panjang gelombang berada pada 460-480 nm, hal ini sama dengan serapan cahaya yang diharapkan pada *camphorquinone*. *Camphorquinone* berwarna kuning kenari cerah, dan hanya sebagian kandungannya yang benar-benar digunakan dalam perawatan foto sistem gigi. Oleh karena itu, restorasi yang dihasilkan cenderung berwarna kekuningan.^{22,27}

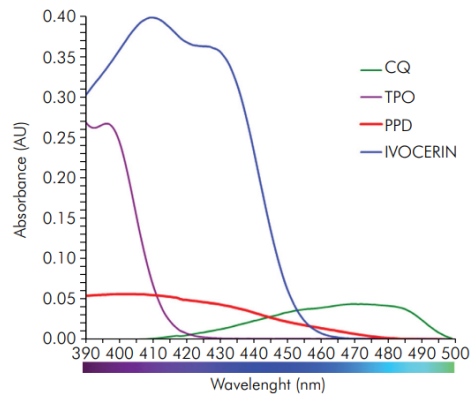
Camphorquinone bereaksi terhadap sinar tampak pada rentangan sinar biru dan memiliki hue kuning yang kuat karena sifat absorpsinya. Inisiator lain seperti Lucirin TPO (*2,4,6-trimethylbenzoyl-diphenylphosphine oxide*), memutihkan

secara keseluruhan setelah polimerisasi, cenderung digunakan untuk shade *bleaching* ataupun *colourless protective varnishes*. Lucirin TPO memiliki puncak sensitivitas yang lebih rendah daripada *camphorquinone*. Lucirin TPO menginisiasi resin sehingga dapat berpolimerisasi lebih cepat dengan *depth of cure* yang lebih besar. Meskipun sempat digunakan sebagai satu-satunya inisiator, TPO saat ini dikombinasikan dengan CQ (dan fotoinisiator lainnya) untuk meningkatkan *curing* resin, dan mengurangi penguningan restorasi.^{27,29}

Fotoinisiator *broad-banded absorbing* juga semakin dikembangkan. Senyawa ini disebut PPD, yang merupakan singkatan dari *1-phenyl-1,2-propanedione*, dan juga merupakan inisiator tipe 2. Senyawa ini dapat digunakan sendiri (dengan *co-initiator*) atau dikombinasikan dengan CQ, untuk menghasilkan polimer yang kurang menguning daripada bahan yang hanya menggunakan CQ. Namun, tidak seperti CQ, PPD memiliki puncak serapan yang lebih dekat ke wilayah UV (393nm). Karakteristik penting dari PPD adalah bahwa sensitizer ini dapat meningkatkan ikatan silang oleh monomer dalam jaringan. Peningkatan ikatan silang meningkatkan sifat fisikokimia dari polimer yang dihasilkan.^{27,30}

Ivocerin® (turunan dibenzoyl germanium) merupakan inisiator baru yang dikembangkan untuk menyediakan spektrum penyerapan gelombang pendek yang lebih luas. Produk yang dipatenkan ini hanya tersedia pada produk tertentu dari satu produsen (Ivoclar Vivadent). Fotoinisiator Ivocerin® memiliki absorpsi maksimum pada rentangan sinar biru sekitar 370 sampai 460 nm. Ivocerin® memiliki koefisien absorpsi yang lebih tinggi daripada *camphorquinone*.^{27,29}

Semua fotoinisiator ini memiliki rentang aktivitas absorbansi spektral yang berbeda, dan juga berbeda dalam kemampuannya untuk menyerap cahaya, gambar 2.1 menggambarkan profil penyerapan dari semua inisiator yang disebutkan.



Gambar 2.1. Spektrum penyerapan CQ, TPO, PPD, Ivocerin

2.3.2 Light Curing Unit

Light Emitting Diode (LED) adalah sinar biru dengan daya yang rendah. LED *solid-state* diperkenalkan ke pasar untuk mengatasi masalah teknologi *Quartz Tungsten Halogen* (QTH) konvensional. Pada generasi pertamanya LED menggunakan silikon karbida dengan daya $7\mu\text{W}$ sedangkan generasi kedua menggunakan gallium nitride dengan daya yang lebih besar yaitu 3mW . Kelebihan dari LED adalah tidak memerlukan filter karena memancarkan cahaya pada panjang gelombang tertentu pada photo absorption comphorquinone yaitu 400-500 nm, dan sinar yang dipancarkan berguna dalam polimerasi, karena memiliki kemampuan yang konstan tanpa penurunan intensitas pemakaian dan tidak terlalu sering memerlukan penggantian diode, jadi panas tidak dihasilkan selama pemakaian LED.^{31,32}

Pengamatan terbaru menunjukkan bahwa lampu LED biru menghasilkan efisiensi fotopolimerisasi tertinggi. Selain itu, lampu LED memiliki masa pakai

beberapa ribu jam tanpa kehilangan intensitas yang signifikan. LED memancarkan sekitar 15% cahaya tampak dan 85% panas. Di arah ujung curing, LED sebagian besar tidak memancarkan panas; namun, 85% panas dihasilkan dalam arah mundur. LED dikembangkan pada saat ini sudah dilengkapi dengan beberapa teknik penyinaran yaitu *fast curing* (metode konvensional) dan *soft start* (metode lambat) lalu macam macam teknik penyinaran yang direkomendasikan saat ini adalah untuk mengatasi masalah pengerutan polimerasi.^{31,32}

LED mengalami perubahan yang cukup signifikan dalam teknologi selama ini. Perkembangan generasi terbaru LED daya tinggi sebanding dengan kemajuan teknologi komputer berteknologi tinggi. Saat ini, teknologi LED telah banyak berubah menuju LED daya tinggi yang mampu memberikan output yang cukup tinggi dengan satu dioda tunggal di dalam unit curing. Di sisi lain, pembangkitan panas menjadi perhatian klinis untuk jaringan gingiva dan pulpa yang menggunakan LED daya. Ini disebabkan oleh apa yang disebut efek fotodinamik. Lampu *curing* LED gigi menggunakan LED yang menghasilkan spektrum sempit cahaya biru dalam rentang 400 hingga 500 nm (dengan panjang gelombang puncak sekitar 460 nm), yang merupakan rentang energi berguna untuk mengaktifkan molekul CQ yang paling umum digunakan untuk menginisiasi fotopolimerisasi monomer gigi.^{31,33}

2.3.3 Fotopolimerisasi

Derajat polimerisasi lapisan adhesif mempengaruhi kekuatan ikatan dari bahan adhesif. Peningkatan derajat polimerisasi dapat berpengaruh untuk meningkatkan kekuatan ikatan bahan adhesif. Faktor – faktor yang mempengaruhi laju

polimerisasi antara lain ketebalan bahan adhesif, jarak penyinaran, volume dan ukuran partikel pengisi, warna dan opasitas material, intensitas cahaya dan yang terpenting adalah waktu curing dan panjang gelombang cahaya. Salah satu faktor yang mempengaruhi kemampuan ikatan bahan adhesif adalah ikatan kimianya yang dicapai dengan proses polimerisasi.^{9,26}

Paparan sinar dari intensitas rendah dengan diselingi periode gelap kemungkinan berperan dalam proses peningkatan jumlah rantai karbon ikatan tunggal (CC) dari monomer yang sebelumnya merupakan rantai karbon ikatan rangkap (C=C). Jumlah rantai karbon ikatan tunggal yang bertambah menunjukkan jumlah monomer sisa yang tidak berikatan semakin sedikit dalam suatu reaksi polimerisasi. Ini menjadi penting karena jumlah monomer sisa menunjukkan tingkat reaksi polimerisasi semen resin. Semakin sedikit monomer sisa berarti reaksi polimerisasi mendekati sempurna. Penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa derajat polimerisasi menurun dengan semakin jauhnya jarak sumber sinar dengan permukaan yang disinari. Penelitian juga menunjukkan permukaan resin komposit yang paling dekat dengan sumber sinar dari *light curing unit* akan menghasilkan kekerasan yang paling tinggi dibandingkan permukaan yang jauh dari sumber sinar.^{32,33}

Material yang mempunyai translusensi tinggi maka sinar light curing unit dapat menembus lebih dalam dan tersebar lebih luas. Hal ini dikarenakan resin jenis ini bersifat translusen, sehingga transmisi sinar dari light curing unit dapat melewati keseluruhan ketebalan resin komposit. Pada komposit yang berwarna lebih gelap akan menyerap lebih banyak cahaya sehingga akan mengurangi penetrasi cahaya

ke dalam bahan resin. Selain itu, penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa diametral tensile strength pada resin komposit yang disinari dengan LED dengan intensitas sinar yang tinggi mengalami penurunan.^{30,34}

Waktu penyinaran juga akan berpengaruh pada polimerisasi. Penyinaran dengan waktu yang lebih lama akan menyebabkan molekul dapat teraktivasi dan memulai polimerisasi, serta panas yang ditimbulkan dapat menginisiasi poses propagasi (perpanjangan rantai) dan kondisi ini dapat meningkatkan polimerisasi. Hal tersebut sejalan dengan penelitian yang dilakukan oleh Ghasemi, dkk., (2019) yang menunjukkan bahwa peningkatan waktu penyinaran *bonding agent* hingga waktu tertentu meningkatkan kekuatan ikatan *micro shear* pada email secara signifikan.^{9,28}

2.4 Resin Komposit

Resin komposit merupakan bahan paling sering digunakan sebagai bahan restorasi. Resin komposit menjadi pilihan karena memiliki keunggulan dalam warna dan memiliki kekuatan mekanis dan fisik yang adekuat dibanding material estetik lain. Komponen dari resin komposit antara lain matriks polimer, partikel *filler* dan *silane coupling agents*.^{14,20}

Perkembangan resin komposit saat ini sangat cepat, terutama dalam sistem adhesif, matriks resin, dan ukuran *filler*. Hal tersebut menyebabkan penggunaan resin komposit meningkat, terutama untuk gigi posterior. Hal ini juga disebabkan dengan meningkatnya permintaan masyarakat untuk direstorasi dengan bahan yang sewarna dengan gigi. Tipe, konsentrasi, ukuran partikel, dan distribusi ukuran partikel dari bahan pengisi yang digunakan dalam resin komposit merupakan faktor utama untuk mengontrol sifat resin komposit.^{35,36}

2.4.1 Jenis Resin Komposit

Berdasarkan ukuran partikel penyusunnya, resin komposit diklasifikasikan menjadi beberapa jenis yaitu:^{19,36}

- a. *Macrofiller* (10 to 100 μm)
- b. *Small/fine filler* (0.1 to 10 μm)
- c. *Midfiller* (1 to 10 μm)
- d. *Minifiller* (0.1 to 1 μm)
- e. *Microfiller* (0.01 to 0.1 μm)
- f. *Nanofiller* (0.005 to 0.1 μm)

Seiring berkembangnya teknologi, terdapat perkembangan bahan resin komposit yaitu adanya kombinasi dua ukuran *filler* yang diharapkan dapat meminimalkan *shrinkage*. Contoh dari resin komposit dengan kombinasi ukuran *filler* yaitu resin komposit *microhybrid* dan *nanohybrid*. Resin komposit *microhybrid* merupakan gabungan dari *fine particles* (0,4-3 μm) dan beberapa partikel *microfine* (0,04-0,2 μm). Resin komposit *nanohybrid* mempunyai partikel yang heterogen yaitu kombinasi antara micropartikel (0,1-2 μm) dan partikel dengan ukuran nano ($\leq 100 \text{ nm}$).^{20,36}

Berdasarkan teknik manipulasinya, resin komposit diklasifikasikan resin komposit *flowable* dan *packable*. Kedua komposit tersebut memiliki perbedaan pada kandungan *filler* dan matriks sehingga menentukan viskositas material.^{20,37}

- a. Resin komposit *packable*

Resin komposit “*packable*” atau “*condensable*” mengandung muatan *filler* yang tinggi dan ukuran *filler* yang beragam, yang berpengaruh pada

kemampuan *handling* dan konsistensinya. Resin komposit *packable* yaitu resin dimetakrilat yang memiliki jumlah volume bahan pengisi sebesar 66-70% dengan ukuran partikel 0,7-2 μ m. Penambahan muatan *filler* pada resin komposit *packable* menyebabkan resin komposit *packable* memiliki kemampuan *handling* dan kondensasi seperti amalgam, sehingga kontak proksimal dapat terbentuk dengan baik.^{20,37}

b. Resin komposit *flowable*

Resin komposit *flowable* mengalami penurunan muatan *filler* dan peningkatan matriks resin. Ukuran partikel resin komposit *flowable* adalah 0,7- 3,0 μ m dengan volume 42-53% dan mengandung *fluoride*. Penambahan matriks TEGDMA dalam resin komposit *flowable* memiliki fungsi untuk mengencerkan komposit tersebut sehingga viskositasnya menjadi rendah. Kelebihan resin komposit *flowable* yaitu diantaranya viskositasnya rendah, fleksibilitasnya tinggi dan dapat meningkatkan adaptasi tepi pada restorasi.^{20,37}

2.4.2 Polimerisasi Resin Komposit

Komponen utama resin komposit terdiri dari tiga yaitu matriks resin organik, bahan pengisi anorganik (*filler*), dan bahan pengikat (*coupling agent*) yang mengikat antara bahan pengisi anorganik dan matriks resin, juga aktivator-aktivator diperlukan untuk polimerisasi resin. Bahan restorasi harus memiliki kekuatan yang setara dengan kekuatan gigi asli. Pada resin komposit, kekuatannya dipengaruhi oleh dua faktor, yaitu ukuran *filler* dan polimerisasi. Polimerisasi resin komposit

dipengaruhi oleh beberapa faktor, yaitu komposisi, warna, translusensi, jenis alat sinar, jarak penyinaran, waktu penyinaran dan suhu resin komposit.^{31,38}

a. *Light Curing*

Polimerisasi resin komposit berhubungan dengan kedalaman pengerasannya. Kedalaman pengerasan dipengaruhi oleh penetrasi cahaya sinar tampak biru yang menembus resin komposit. Sumber dan intensitas sinar yang digunakan memiliki peranan penting pada proses polimerisasi resin komposit. Untuk meningkatkan polimerisasi resin komposit, intensitas cahaya pada permukaan bahan merupakan hal yang sangat penting. Dalamnya sinar yang berpenetrasi ke dalam resin komposit, akan berpengaruh pada polimerisasi yang meningkat.^{31,38}

Jarak sumber sinar dengan permukaan yang disinari akan berpengaruh terhadap derajat polimerisasi resin komposit. Jarak maksimal antara sumber sinar dengan permukaan komposit resin adalah 4 mm dengan ketebalan material 2 mm. Restorasi kavitas dianjurkan dengan cara inkremental agar polimerisasi optimal karena penetrasi sinar dapat menyeluruh. Polimerisasi yang optimal akan menyebabkan berkurangnya monomer sisa sehingga dapat menghasilkan sifat fisik yang baik, meningkatnya adaptasi margin, dan menurunnya toksisitas.^{35, 38}

b. Suhu

Suhu merupakan salah satu faktor yang dapat mempengaruhi polimerisasi resin komposit. Peningkatan suhu dapat memberikan energi yang lebih banyak bagi pergerakan monomer dan radikal bebas untuk

membentuk rantai polimer. Suhu juga dapat menurunkan viskositas dan meningkatkan pergerakan monomer. Peningkatan polimerisasi akan mengarah ke meningkatnya kekuatan mekanis dan resistensi pemakaian.^{38,39}

c. Penyerapan air

Sebagai bahan yang berbahan dasar polimer, resin komposit memiliki sifat menyerap air, sehingga apabila terpapar oleh cairan dalam rongga mulut dapat mengalami degradasi. Penyerapan air pada polimer mengakibatkan *expansion stress* yang berefek pada rusaknya ikatan antara permukaan gigi dengan bahan restorasi. Degradasi matriks resin dapat menyebabkan penurunan sifat fisik resin komposit, seperti kekerasan, *flexural strength* dan modulus elastisitas. Degradasi resin komposit merupakan mekanisme yang kompleks meliputi penyerapan air dalam bahan dan beberapa faktor, seperti suhu, mekanik, retak, perendaman, komposisi matriks polimer, serta ukuran dan kandungan *filler*.^{20,40}

2.5 Tensile Bond Strength (TBS)

Tensile bond strength (TBS) merupakan salah satu metode yang dapat digunakan untuk mengukur kekuatan ikatan. Uji TBS adalah besar gaya tarik yang dapat diterima jaringan gigi dan restorasi hingga kedua komponen tersebut terlepas. Sejak awal studi mengenai adhesi, uji kekuatan ikatan tarik telah banyak digunakan dalam banyak percobaan, walaupun uji ini memerlukan alat pengujian khusus dan prosedur pengujian yang teliti. Uji kekuatan ikatan geser cenderung lebih mudah dilakukan untuk pengujian antarmuka terikat dibandingkan dengan metode tarik,

akan tetapi metode geser menghasilkan konsentrasi tegangan yang tidak seragam di tepi antarmuka terikat selama pengujian.^{41,42}

Pengujian kekuatan ikatan dilakukan untuk melihat kualitas adhesi dentin dari bahan adhesif. Latar belakang dari metode pengujian ini yaitu apabila semakin kuat adhesi antara gigi dan material adhesif, akan semakin baik pula ketahanan yang diberikan oleh restorasi terhadap tekanan yang timbul dari polimerisasi resin dan fungsi mulut. Keunggulan uji TBS adalah peneliti bisa fokus pada substrat dengan permukaan tiga dimensi.^{43,44}

2.6 Gigi Bovine

Gigi sapi (*bovine*) merupakan salah satu alternatif yang dapat digunakan sebagai pengganti gigi manusia karena penggunaan gigi manusia sebagai substrat penelitian dan pengujian di laboratorium mulai dibatasi. Gigi manusia *post* ekstraksi yang sehat dan bebas karies cukup sulit untuk didapatkan, terlebih apabila dibutuhkan dalam jumlah banyak. Saat ini telah banyak penelitian *in vitro* untuk membandingkan gigi hewan sebagai alternatif pengganti gigi manusia termasuk salah satunya adalah gigi sapi (*bovine*). Selain gigi *bovine*, gigi babi (*swine*) dan kuda (*equines*) juga dapat digunakan sebagai pengganti gigi manusia. Penggunaan gigi *bovine* sebagai alternatif substrat *bonding* sudah dilakukan sejak lama karena sampel gigi *bovine* lebih mudah didapatkan dan kemungkinan untuk standarisasi usia gigi, diet, serta kondisi lingkungan lainnya yang dapat mengurangi ketidaksesuaian substrat.^{45,46,47}

Gigi manusia dan gigi *bovine* memiliki kemiripan dalam beberapa aspek morfologi dan komposisi kimianya sehingga keduanya biasa digunakan untuk uji

kekuatan ikatan. Kemiripan komposisi kimianya meliputi kandungan kalsium dan fosfor yang hampir sama, ketebalan email dan kekerasan dentin, dan ketahanan asam yang sebanding. Gigi *bovine* mudah untuk diperoleh dalam jumlah besar, dengan kemungkinan untuk membakukan ukuran dan usia gigi. Tidak ada perbedaan nilai kekuatan ikatan antara gigi *bovine* dan gigi manusia, baik pada substrat email maupun dentin. Dengan demikian, gigi *bovine* dapat dianggap sebagai pengganti yang cocok untuk gigi manusia dalam uji kekuatan ikatan.^{48,49,50}