



UNIVERSITAS INDONESIA



**EFEK KLOORHEKSIDIN TERHADAP PENGURANGAN
DEGRADASI KEKUATAN IKAT GESER
RESIN KOMPOSIT-DENTIN
(Eksperimen Laboratorik)**

TESIS

**Itja Risanti
1006785276**

**PROGRAM SPESIALIS ILMU KONSERVASI GIGI
FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
JAKARTA
NOVEMBER 2012**



UNIVERSITAS INDONESIA

**EFEK KLOORHEKSIDIN TERHADAP PENGURANGAN
DEGRADASI KEKUATAN IKAT GESER
RESIN KOMPOSIT-DENTIN
(Eksperimen Laboratorik)**

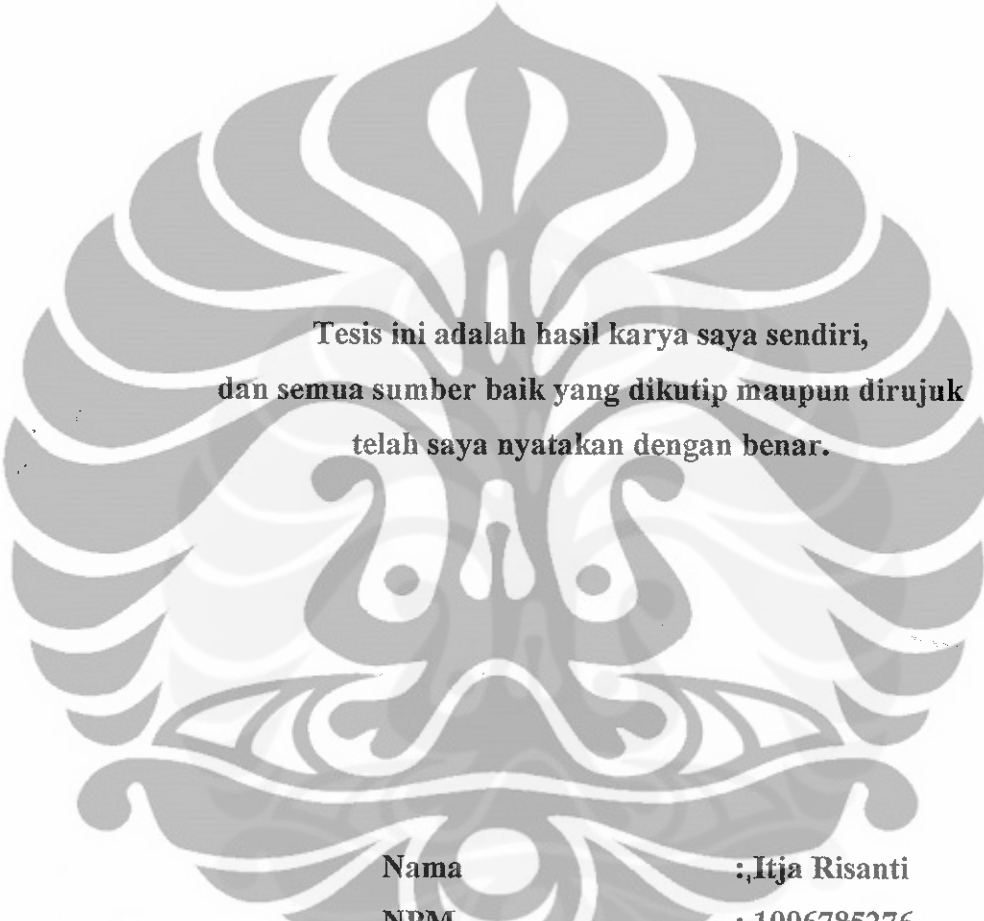
TESIS

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Spesialis
dalam Ilmu Konservasi Gigi**

**Itja Risanti
1006785276**

**PROGRAM SPESIALIS ILMU KONSERVASI GIGI
FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
JAKARTA
NOVEMBER 2012**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS



Tesis ini adalah hasil karya saya sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar.

Nama : Itja Risanti
NPM : 1006785276
Tanda Tangan : 
Tanggal : 12 November 2012

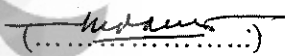
HALAMAN PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh

Nama : Itja Risanti
NPM : 1006785276
Program Studi : Ilmu Konservasi Gigi
Judul Tesis : Efek Klorheksidin Terhadap Pengurangan
Degradasi Kekuatan Ikatan Geser
Resin Komposit-Dentin (Eksperimen Laboratorik)

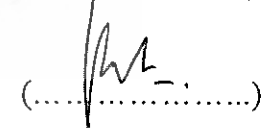
Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Spesialis pada Program Studi Ilmu Konservasi Gigi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia.

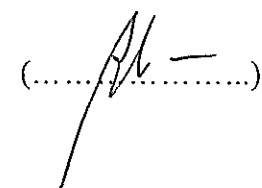
DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Dr. Endang Suprastiwi, drg., SpKG(K) 

Pembimbing : Nilakesuma Djauharie, MPH, drg., SpKG(K) 

Penguji : Kamizar, drg., SpKG(K) 

Penguji : Dr. Ratna Medyawati, drg., SpKG(K) 

Penguji : Bambang Nursasongko, drg., SpKG(K) 

Ditetapkan di : Jakarta

Tanggal : 12 November 2012

KATA PENGANTAR

Alhamdulillahirrabbi'l'amin. Puji dan syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT karena berkat rahmat dan karuniaNya penulis dapat menyelesaikan penelitian dan penulisan tesis ini. Penulisan tesis ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk memperoleh gelar Spesialis Konservasi Gigi di Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia. Pada kesempatan ini perkenankan penulis memberikan ucapan terimakasih kepada berbagai pihak yang telah memberikan dukungan selama ini, antara lain

1. Rektor Universitas Indonesia yang telah memberi kesempatan kepada saya untuk menempuh pendidikan spesialis, serta kepada Prof. Bambang Irawan, drg., PhD dan jajarannya selaku Dekan dan Pimpinan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia, yang telah memberikan izin kepada saya untuk mengikuti program ini.
2. Dr. Ellyza Herda, drg., MSi selaku Manajer Pendidikan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia. Dr. Ratna Medyawati, drg., SpKG(K) selaku Koordinator Pendidikan Pasca Sarjana FKG UI, Bambang Nursasongko, drg., SpKG(K) selaku Kepala Departemen Ilmu Konservasi Gigi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia. Dr. Endang Suprastiwi, drg., SpKG(K) selaku Koordinator Pendidikan Spesialis Ilmu Konservasi Gigi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia.
3. Dr. Endang Suprastiwi, drg., SpKG(K) selaku pembimbing I, yang telah meluangkan waktu untuk mengoreksi dan memberikan nasehat selama masa pendidikan
4. Nilakesuma Djauharie, MPH, drg, SpKG(K) selaku pembimbing II, yang juga telah meluangkan waktu untuk mengoreksi dan memberikan nasehat selama masa pendidikan
5. Kamizar, drg., SpKG(K) selaku ketua penguji tesis yang telah memberikan saran/kritik membangun bagi perbaikan tesis, dan memberikan nasehat yg menguatkan penulis untuk menjalani pendidikan ini

6. Dr. Ratna Medyawati, drg., SpKG(K) selaku penguji tesis, yang telah memberikan saran/kritik membangun dan membagi ilmu kepada penulis terutama dalam hal ilmu statistika
7. Bambang Nursasongko, drg., SpKG(K) selaku penguji tesis yang telah memberikan wawasan luas kepada penulis terutama dalam bidang restorasi gigi
8. Seluruh staf pengajar Departemen Ilmu Konservasi Gigi yang telah membagi ilmu dan memberikan dorongan berharga selama penulis menjalani masa pendidikan dan penulisan tesis ini: Prof. Dr. Safrida Faruk Hoesin, drg., SpKG(K), Prof. Dr. Narlan Sumawinata, drg., SpKG(K), Prof. Dr. Siti Mardewi Soerono Akbar, drg., SpKG(K), Munyati Usman, drg., SpKG(K), Anggraini Margono, drg., SpKG(K), Gatot Sutrisno, drg., SpKG(K), Daru Indrawati, drg., SpKG(K), Dini Asrianti, drg., SpKG(K), Dr. Anggraeni Afdhal, drg., SpKG, dan Dewa Ayu NPA, drg., SpKG.
9. Andi Soufyan, drg., MKes dan Decky J Indrani, drg., MDSc selaku pembimbing penelitian dari bagian Ilmu Material Kedokteran Gigi, yang telah banyak membantu dan memberikan saran dalam pelaksanaan penelitian
10. Para karyawan FKG UI, khususnya Bagian Administrasi Pendidikan (Ibu Daryati), klinik spesialis Konservasi Gigi (Bapak Yani, sdr. Erwin, Bapak Rapin), staf bagian Konservasi Gigi (sdri. Yuli Kuswandani, sdri. Devi Wulandari), bagian Fasilitas Umum (Bapak Sukeri), staf bagian Material Kedokteran Gigi (sdri. Maryanah, sdr. Dudi, Bapak Slamet), staf Perpustakaan FKG UI (Bapak M.Enoh, Bapak Asep Rahmat Hidayat, Bapak Suryanto, Bapak Norman) yang telah banyak berkontribusi dalam kelancaran penelitian penulis
11. Ayahanda yang sangat saya cintai dan mendukung saya untuk menjadi dokter gigi, Alm.H.R.Soemadi Setyoatmodjo, BSc. Mama saya tercinta, Nyonya Hartati binti Kamharsuki. Suami tercinta, Suparing Oerip. Anak-anak tercinta, Rama Pratama dan Sheilaya Cempaka Pansatya. Semuanya yang telah mendoakan dan mendukung dengan sepenuh hati agar pendidikan penulis lancar hingga selesai

12. Mbak Mariani, Mbak Susiatun, Pak Muhayat dan Pak supir yang baru, Pak Supriyanto yang telah berbaik hati membantu kelancaran kegiatan rumah tangga selama penulis menjalani pendidikan. Dan juga kepada KC, kucing penulis yang menjadi pengobat hati di kala penat.

13. Para sahabat PPDGS Konservasi Gigi FKG UI angkatan 2010: Aditya Wisnu Putranto, Andika Damayanti Kartikasari, Ike Dwi Maharti, M Furqan, Nurina Anggraeni Pratiwi, Olivia Sari, Ratna Harditari, Rio Suryantoro, Titty Sulianti, Trini Santi Pramudita, Vastyah Ihsani, Wahyuni Suci D, dan Dwi Artarini. Tidak lupa pada kakak angkatan Konservasi Gigi terutama Indri, Davina, Adin, Arin, Adit, Nansi, dan lainnya

14. Semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu yang telah membantu dalam menyelesaikan tesis ini. Semoga Allah SWT membalas dengan limpahan berkah.

Penulis juga memohon maaf apabila terdapat kesalahan yang tidak disadari selama menjalani masa pendidikan. Oleh karena itu, kritik dan saran sangat diharapkan untuk perbaikan penelitian dan pengembangan ilmu di masa depan. Akhir kata, semoga tesis ini bermanfaat dan menambah ilmu pengetahuan di bidang konservasi gigi.

Jakarta, November 2012

Itja Risanti

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIK

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Itja Risanti
NPM : 1006785276
Program Studi : Ilmu Konservasi Gigi
Departemen : Konservasi Gigi
Fakultas : Kedokteran Gigi
Jenis Karya : Tesis

Demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty-Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul:

Efek Klorheksidin Terhadap Pengurangan Degradasi Kekuatan Ikat Geser Resin Komposit-Dentin (Eksperimen Laboratorik)

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini, Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (database), merawat dan memublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Jakarta
Pada tanggal : 12 November 2012

Yang membuat pernyataan,



(Itja Risanti)

ABSTRAK

Nama : Itja Risanti
Program Studi : Ilmu Konservasi Gigi
Judul : Efek Klorheksidin Terhadap Pengurangan Degradasi
Kekuatan Ikatan Geser Resin Komposit-Dentin
(Eksperimen Laboratorik)

Latar belakang: Ketahanan ikatan resin komposit-dentin merupakan salah satu penentu keberhasilan restorasi resin komposit. Tujuan penelitian ini adalah menganalisis efek klorheksidin terhadap degradasi kekuatan ikatan resin komposit-dentin. **Metode:** Dua puluh empat sampel dentin yang diambil dari mahkota gigi premolar, dibagi menjadi tiga kelompok yang diberikan perlakuan berbeda. Kelompok I diberi perlakuan bahan bonding tanpa klorheksidin, kelompok II diberi perlakuan klorheksidin dan bonding, kelompok III diberi perlakuan bonding mengandung klorheksidin, pada tiap kelompok dibagi menjadi 2 sub-kelompok yaitu kelompok tanpa direndam dan kelompok yang direndam NaOCl 10% selama satu jam, sehingga didapat enam sub-kelompok. Kemudian seluruh kelompok diukur kekuatan ikatan gesernya menggunakan Universal Testing Machine. Satu sampel dari setiap sub-kelompok dilakukan *Scanning Electron Microscope* (SEM). Data dianalisis statistik dengan uji hipotesis *Kruskal Wallis* yang dilanjutkan dengan uji *Mann-Whitney*. **Hasil:** rerata kekuatan ikatan geser sebelum perendaman NaOCl 10% tertinggi kelompok I sedangkan rerata kekuatan ikatan geser setelah perendaman NaOCl 10% tertinggi pada kelompok III. Terdapat perbedaan bermakna antara kelompok I terhadap kelompok II dan antara kelompok II terhadap kelompok III. **Kesimpulan:** Klorheksidin mempunyai efek terhadap pengurangan degradasi kekuatan ikatan geser resin komposit-dentin.

Kata kunci: dentin, resin komposit, kekuatan ikatan geser, klorheksidin

ABSTRACT

Name : Itja Risanti
Study Program : Conservative Dentistry
Title : Chlorhexidine Effect Against Degradation of
Composite Resin-Dentin Shear Bond Strength
(Laboratory Experiment)

Background: Resilience of composite resin-dentin bonding known as one of success composite resin restoration determinants. The purpose of this study was to analyze the effect of chlorhexidine on reducing the degradation of composite resin-dentin shear bond strength. **Methods:** Twenty-four premolar crowns were divided into three groups then given different treatments. Group I was treated material bonding without chlorhexidine, group II was treated with chlorhexidine and bonding, group III was treated with chlorhexidine-contained bonding. Each group was divided into two sub-groups: the group without immersion of NaOCl 10% and the group with immersion of NaOCl 10% for one hour, then it were obtained six sub-groups. After twenty-four hours, shear bond strengths measured using Universal Testing Machine. A sample of each group was photographed with Scanning Electron Microscope (SEM). Statistical analysis was done by *Kruskal Wallis* test, then followed by *Mann Whitney* test to determine significance between groups. **Results:** The mean value of shear bond strength before immersion of NaOCl 10% was highest on Group I, while the mean value of shear bond strength after immersion of NaOCl 10% was highest on Group III. There are significant differences between Group I with Group II and between Group II with Group III. **Conclusion:** Chlorhexidine have an effect on reducing the degradation of shear bond strength of resin-dentin bonding.

Key words: dentin, composite resin, shear bond strength, NaOCl, chlorhexidine.

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	ii
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	iii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iv
KATA PENGANTAR	v
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH.....	viii
ABSTRAK.....	ix
ABSTRACT.....	x
DAFTAR ISI.....	xi
DAFTAR SINGKATAN	xiv
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL.....	xvi
DAFTAR LAMPIRAN.....	xvii
BAB 1 Pendahuluan.....	1
1.1	L
atar Belakang Penelitian.....	1
1.2	R
umusan Masalah dan Pertanyaan Penelitian.....	4
1.3	T
ujuan Penelitian	6
1.4	M
manfaat Penelitian	6
BAB 2	Tinjauan Pustaka 7
2.1	Karakteristik Dentin 7
2.2.....	Resin Komposit 8
2.3.....	Sistem Adesif 9
2.3.1	Definisi Adesi, Aderen dan Adesif 9
2.3.2	Adesi Pada Dentin 9
2.4.....	Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin 13
2.4.1	Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin pada Adesif

	<i>Total-Etch</i>	15
2.4.2	Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin pada Adesif <i>Self-Etch</i>	16
2.4.3	Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin pada Adesif <i>Single Bottle Self-Etch</i>	Universitas Indonesia
2.4.4	Uji Laboratorium untuk Menilai Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin	21
2.5	Faktor Utama Penyebab Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin.....	21
2.5.1 Air	21
2.5.2 Bakteri	23
2.5.3 Esterase Saliva	23
2.4.4Matriks Metaloproteinase Dentin	24
2.6	Cara-Cara Mencegah atau Mengurangi Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin.....	26
2.6.1	Memperpanjang Waktu Aplikasi Adesif Sebelum Fotopolimerisasi	26
2.6.2 Klorheksidin	27
2.6.3 Glutaraldehid	30
2.6.4	Piridinium Bromida (MDPB) dan Benzalkonium Chlorida (BAC)	31
2.6.5 Titanium Tetrafluoride	32
2.6.6 Asam Kafeat Ester Fenetil	32
2.7	Media Untuk Mempercepat Proses Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin.....	33
2.7.1Penyimpanan Pada Air dan Saliva Buatan	33
2.7.2 NaOCl	33
2.7.3 Siklus Termal	35
2.8 Kerangka Teori	36
BAB 3 Kerangka Konsep dan Hipotesis	37
3.1 Kerangka Konsep	37

3.2.....	Hipotesis	37
BAB 4	Metode Penelitian	38
4.1.....	Jenis dan Rancangan Penelitian	38
4.2.....	Waktu dan Tempat Penelitian	38
4.3.....	Subjek Penelitian	38
4.4..... Variabel Penelitian	38
4.5..... Universitas Indonesia	38
4.6..... Bentuk Operasional	38
4.6.....	Besar Sampel	40
4.7.....	Alat dan Bahan Penelitian	40
4.8.....	Cara Kerja	41
4.8.1.....	Pengendalian Sampel	41
4.8.2.....	Persiapan Sampel	41
4.8.3.....	Prosedur Pengelompokan Sampel	42
4.9.....	Pengolahan dan Analisis Data	44
4.10.....	Alur Penelitian	45
BAB 5 Hasil Penelitian.....		46
BAB 6 Pembahasan.....		49
BAB 7 Kesimpulan dan Saran		
.....	7.1	Kesimpulan
.....	7.2	Saran 52
Daftar Pustaka.....		53
Lampiran.....		57

DAFTAR SINGKATAN

Universitas Indonesia



MMP	: Matriks Metalloproteinase
SEM	: <i>Scanning Electron Microscope</i>
Bis-GMA	: <i>Bisphenol A glycidyl Metacrylate</i>
UDMA	: <i>Urethane Dimethacrylate</i>
TEGDMA	: <i>Triethyleneglycol Dimethacrylate</i>
HEMA	: <i>Hydroxyethyl Dimethacrylate</i>
MPa	: Megapaskal
kgF	: <i>Kilogram Force</i>
MDPB	: <i>12-methacryloyloxydodecyl-pyridinium bromide</i>
BAC	: Benzalkonium klorida
CAPE	: <i>caffeic acid phenethyl ester</i>
CHX	: klorheksidin
NaOCl	: Natrium hipoklorit
SD	: Standar Deviasi

DAFTAR GAMBAR

Universitas Indonesia

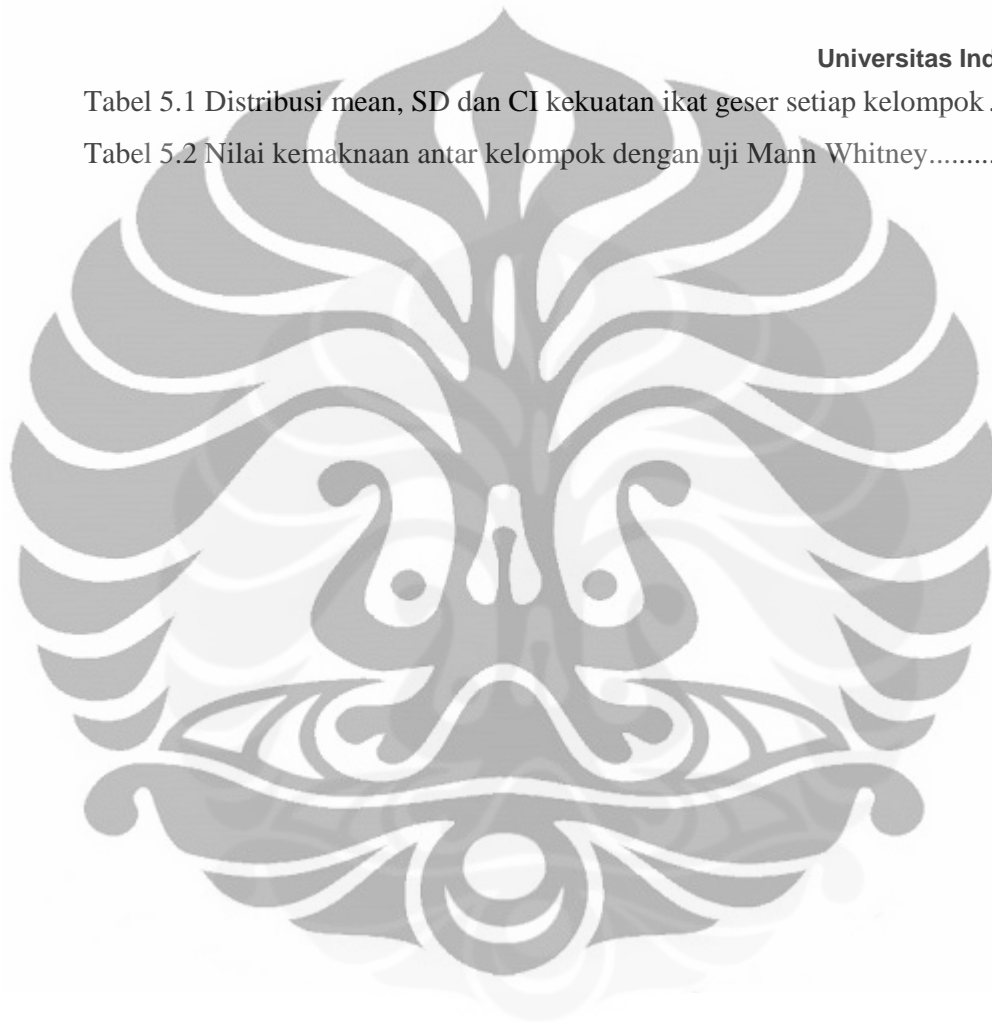
Gambar 2.1 Gambaran mikrograf electron dari potongan melintang tubulus dentin akar.....	7
Gambar 2.2 Tubulus dentin yang terbuka setelah aplikasi etsa asam pada aplikasi <i>total-etch</i>	10
Gambar 2.3 Lapisan serat kolagen impermeabel pasca pengeringan berlebihan...	12
Gambar 2.4 Lapisan hibrid pada aplikasi <i>self-etch</i>	13
Gambar 2.5 Tahapan biodegradasi ikatan resin-dentin	14
Gambar 2.6 Gambaran <i>water-tree</i> pada aplikasi <i>self-etch</i>	19
Gambar 2.7 Serat kolagen yang terbungkus kristal apatit sebelum etsa asam.....	25
Gambar 2.8 Hilangnya kristal apatit dan terbebasnya MMP setelah etsa asam.....	25
Gambar 2.9 Reaksi kimiawi antara produk larutan NaOCl terhadap jaringan organik	34
Gambar 5.1 Gambaran SEM pada tiap kelompok sampel.....	48

DAFTAR TABEL

Universitas Indonesia

Tabel 5.1 Distribusi mean, SD dan CI kekuatan ikat geser setiap kelompok46

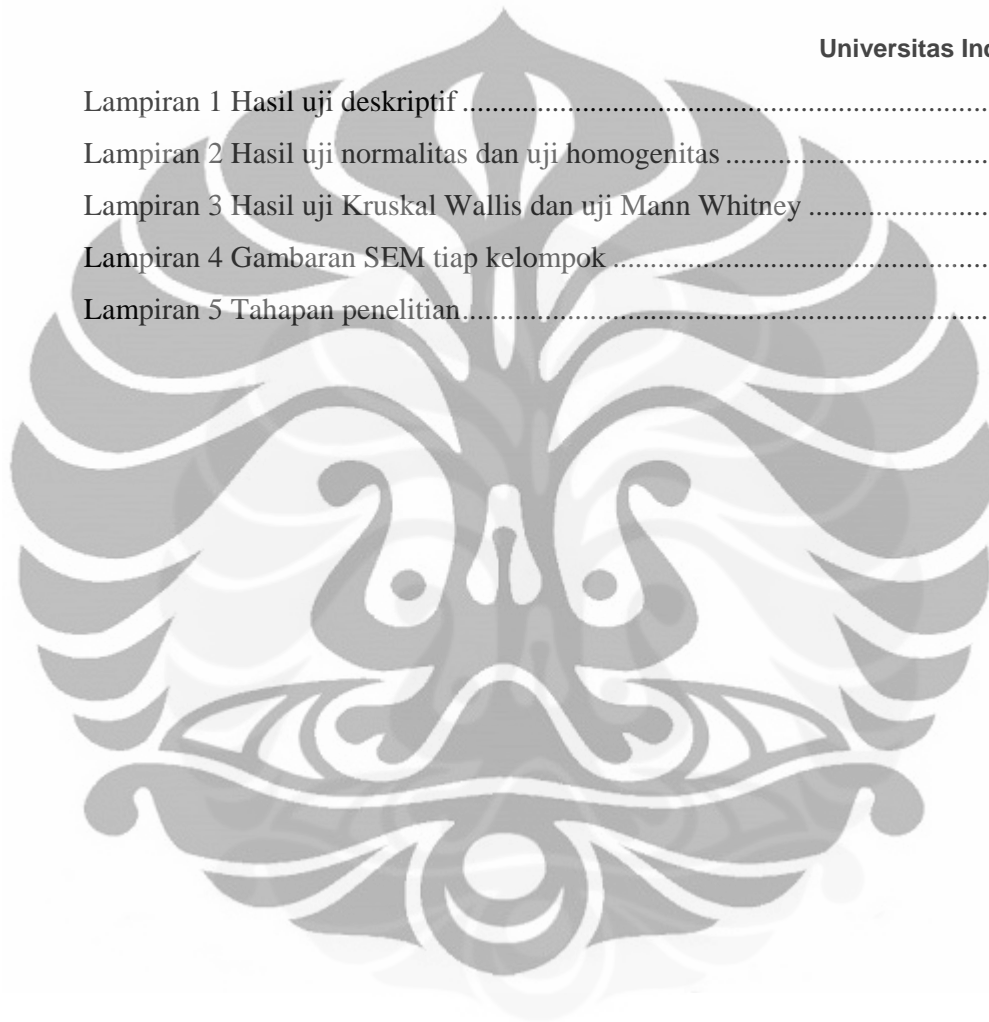
Tabel 5.2 Nilai kemaknaan antar kelompok dengan uji Mann Whitney.....47



DAFTAR LAMPIRAN

Universitas Indonesia

Lampiran 1 Hasil uji deskriptif	57
Lampiran 2 Hasil uji normalitas dan uji homogenitas	60
Lampiran 3 Hasil uji Kruskal Wallis dan uji Mann Whitney	61
Lampiran 4 Gambaran SEM tiap kelompok	67
Lampiran 5 Tahapan penelitian.....	70



BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang Penelitian

Dalam praktik kedokteran gigi, umum dijumpai terjadinya kegagalan restorasi. Hampir separuh dari jumlah restorasi resin komposit gagal dalam waktu 10 tahun, bahkan dapat dikatakan bahwa rata-rata usia tumpatan resin komposit hanyalah 5,7 tahun. Penggantian restorasi tersebut menghabiskan 60% rata-rata waktu praktik dokter gigi. Suatu penelitian klinis secara random selama 7 tahun mengindikasikan bahwa risiko karies sekunder adalah 3,5 kali lebih besar pada restorasi resin komposit dibandingkan pada amalgam. Hal ini disebabkan karena ikatan resin komposit dengan jaringan gigi, terutama dentin, secara *in vivo*, terus-menerus mengalami degradasi karena gaya-gaya mekanis dan kimiawi yang terjadi di dalam rongga mulut.^{1,2}

Dari hasil beberapa penelitian klinis, ketahanan ikatan resin komposit-dentin merupakan penentu keberhasilan restorasi resin komposit.³ Ikatan resin komposit-dentin memiliki karakteristik yang sangat berbeda dengan ikatan resin komposit-email akibat perbedaan struktur kedua jaringan tersebut. Kandungan air dan serat-serat kolagen yang tinggi pada dentin, dan kandungan inorganik yang jauh lebih rendah daripada email menimbulkan berbagai tantangan dalam menciptakan ikatan resin komposit-dentin yang efektif melalui pembentukan lapisan hibrid dengan durabilitas jangka panjang.⁴ Hasil-hasil penelitian *in vitro* maupun *in vivo* telah membuktikan bahwa kegagalan ikatan adesif memungkinkan penetrasi enzim, cairan rongga mulut, dan bakteri ke dalam celah yang terbentuk di antara jaringan gigi dengan restorasi resin komposit.^{3,5} Selanjutnya terjadi kegagalan restorasi berupa terbentuknya karies sekunder, hipersensitivitas, dan inflamasi pulpa.³

Degradasi ikatan resin komposit-dentin dapat terjadi akibat adanya penyerapan air, hidrolisis ikatan ester resin komposit metakrilat, maupun adanya aktivasi enzim endogen dentin yaitu matriks metaloproteinase (MMP).^{1,5,6} MMP merupakan golongan endoproteinase yang memiliki aktivitas enzim secara langsung terhadap komponen-komponen matriks ekstraseluler sehingga

menyebabkan biodegradasi dentin.^{5,6} Enzim ini memiliki efek menghancurkan kolagen dan matriks ekstraseluler. Sejumlah penelitian menyatakan bahwa enzim dorman ini dapat ditemukan dalam dentin dan teraktivasi oleh keasaman dari etsa asam pada sistem adesif *total-etch*.^{5-6,7} Setelah aktif, enzim ini akan menghancurkan fibril kolagen yang terbuka yang tidak terinfiltrasi resin komposit di bawah lapisan hibrid dengan cara memecah ikatan kovalen dan perlahan-lahan mengikis serat-serat kolagen.^{2,5-6,7,8}

Cara aplikasi bahan adesif pada restorasi komposit mempunyai dua teknik utama yaitu *total-etch* dan *self-etch*. Di dalam teknik *total-etch*, aplikasi etsa dan *bonding* terpisah sedangkan pada *self-etch* keduanya disatukan. Menurut beberapa penelitian, kekurangan teknik *self-etch* yaitu lebih banyak defek marginal, penetrasi resin komposit yang lemah disertai adesi yang kurang serta meningkatnya *microleakage* apabila dibandingkan dengan teknik *total-etch*.^{9,10} Selain itu, pada bahan adesif *self-etch* juga mengandung asam yang tidak sepenuhnya ternetralisir sehingga hal ini dapat memicu terbentuknya zona demineralisasi dibawah lapisan hibrid.¹⁰ Namun, sistem *self-etch* memiliki kelebihan dalam hal meminimalisasi sensitivitas post-operatif karena masih adanya *smear layer* yang menutupi tubulus dentin.⁹

Klorheksidin (CHX) telah banyak digunakan sebagai desinfektan kavitas sebelum penumpatan. Hal ini terkait cara kerja CHX yang berikatan dengan membran sel bakteri kemudian memicu terjadinya ketidakseimbangan osmotik dan presipitasi sitoplasma yang berujung pada kematian sel bakteri. Sifat antibakteri pada CHX efektif terhadap *Enterococcus faecalis* dan *Actinomyces israelii*, keduanya adalah jenis bakteri anaerob yang dapat berpenetrasi ke dalam tubulus dentin.⁹ Penelitian Borges dkk (2012) secara *in vitro* menunjukkan hasil bahwa CHX glukonat 2% efektif terhadap *Streptococcus mutans* dan *Lactobacilli* pada dentin terdemineralisasi.¹¹ Hebling dkk (2005) menyatakan bahwa gigi yang diberikan CHX setelah pengetsaan memiliki lapisan hibrid dengan integritas kolagen lebih baik dibanding gigi tanpa aplikasi CHX setelah periode 6 bulan.¹² Kelebihan CHX dibanding antimikroba lainnya yaitu memiliki efek toksisitas rendah terhadap jaringan.⁹

Gendron dkk sejak tahun 1999 mulai memperkenalkan fungsi CHX sebagai inhibitor MMP spektrum luas.^{2,6,7} Gigi yang sebelumnya pernah mengalami karies memiliki kecenderungan untuk aktivitas MMP yang lebih tinggi. Tiga jenis MMP yang paling sering ditemukan pada dentin manusia adalah MMP-2, MMP-8 dan MMP-9.^{11,13} De Munck dkk (2009) menyatakan bahwa CHX efektif sebagai inhibitor MMP pada jenis adesif *total-etch*, namun tidak menunjukkan hasil nyata pada jenis adesif *self-etch*. Dalam penelitian tersebut juga dinyatakan bahwa CHX dapat menghambat infiltrasi resin komposit ke dalam lapisan hibrid.¹⁴

Efek samping CHX dapat menyebabkan *staining* pada permukaan koronal gigi, meningkatkan formasi kalkulus dan mengubah persepsi indra perasa. Molekul CHX berinteraksi dengan kromogen yang ada pada makanan dan minuman sehingga hasilnya akan merangsang terbentuknya *staining* pada gigi geligi. Tidak semua pasien yang memakai CHX mengeluhkan hal ini, namun 56% memakai CHX mengeluhkan peningkatan *staining* pada gigi anterior. *Stain* ini bersifat ekstrinsik sehingga dapat dibersihkan dengan mudah, salah satunya menggunakan sikat gigi elektrik.⁹

Salah satu jenis sediaan CHX yang dipakai sebagai tambahan pada aplikasi restorasi resin komposit adalah CHX glukonat 2% dalam bentuk cairan dengan merk dagang Consepsis®. CHX tersebut dapat diaplikasikan pasca pengetsaan pada *total-etch* atau sebelum aplikasi primer pada *self-etch*. Tujuan utamanya untuk mencegah masuknya mikroorganisme ke tubuli dentin dan meningkatkan kekuatan ikatan resin komposit-dentin. Inovasi terbaru yaitu bahan *bonding* yang mengandung CHX 0.2% dengan merk dagang Peak Universal Bond®. Bahan *bonding* ini diklaim memiliki kekuatan ikatan jangka panjang lebih baik dibanding produk *bonding* lainnya dan lebih praktis/mudah cara penggunaannya.^{15,16,17}

Bahan lain yang digunakan untuk campuran bahan *bonding* adalah glutaraldehid. Glutaraldehid merupakan disinfektan yang digunakan dalam bidang Kedokteran Gigi untuk sterilisasi instrumen, bahan medikasi pada perawatan pulpotomi dan campuran bahan *bonding*. Efek antibakteri glutaraldehid efektif terhadap *staphylococcus* dan *streptococcus*. Glutaraldehid juga mengikat protein

melalui reaksi ikatan silang dengan grup NH₂ pada asam amino. Ikatan ini bersifat *irreversible* dan tahan terhadap biodegradasi. Glutaraldehid dapat menghambat kerja MMP dikarenakan ikatan silang dengan asam amino tersebut. Pada penelitian Rahmayanti (2011) yang membandingkan efek CHX dan glutaraldehid terhadap kekuatan ikat geser resin komposit-dentin dengan metode penyimpanan pada saliva buatan selama 1 dan 30 hari. Hasilnya menunjukkan bahwa aplikasi CHX glukonat 2% maupun glutaraldehid 5% dapat meningkatkan adaptasi resin komposit-dentin dengan hasil nilai kekuatan ikat geser pada CHX lebih besar dibanding glutaraldehid.¹⁸

Untuk menilai kualitas ikatan resin komposit-dentin dapat dilakukan dengan berbagai metode yaitu uji kekuatan ikat mikrotensil (*microtensile bond strength*)- kekuatan ikat geser (*shear bond strength*), dilanjutkan dengan uji analisa tepi (*marginal analysis*) dan uji kebocoran mikro/nano menggunakan pewarna perak nitrat. Uji kekuatan ikat mikrotensil-kekuatan ikat geser berguna untuk mendapatkan data besaran kekuatan ikatan (MPa). Uji analisa tepi (*marginal analysis*) dilakukan dengan *scanning electron microscopy* (SEM) dan/atau *transmission electron micrographs* (TEM) untuk menilai bukti-bukti seperti susunan serat-serat kolagen pada lapisan hibrid, serta menganalisa perubahan-perubahan mikro-morfologis pada lapisan hibrid, lapisan bonding, dan dentin terdemineralisasi. Selain itu, dapat pula dilakukan pengukuran besarnya konsentrasi adesif pada lapisan hibrid menggunakan spektroskopi untuk menilai kualitas penetrasi adesif dan degradasinya.^{8,19}

Penelitian ini menekankan pada pengujian efek CHX dalam berbagai komposisi dan bentuk sediaan terhadap kekuatan ikatan resin komposit-dentin menggunakan metode uji kekuatan ikat geser (*shear bond strength*) dan analisa *scanning electron microscopy* (SEM) pada lapisan hibrid tumpatan resin komposit.

1.2 Rumusan Masalah

Terdapat beberapa rumusan masalah yang dikembangkan dari latar belakang diatas. Salah satu penyebab lepasnya restorasi resin komposit dikarenakan terjadinya degradasi ikatan resin komposit-dentin yang diakibatkan

oleh gaya-gaya mekanis dan kimiawi yang terjadi di dalam rongga mulut. Apabila terjadi degradasi maka akan memungkinkan terjadinya penetrasi enzim, cairan rongga mulut, dan bakteri ke dalam celah yang terbentuk di antara jaringan gigi dengan restorasi resin komposit sehingga pada akhirnya terbentuk karies sekunder, hipersensitivitas, dan inflamasi pulpa. Enzim endogen dentin yaitu MMP, golongan endoproteinase yang memiliki aktivitas enzim secara langsung terhadap komponen-komponen matriks ekstraseluler. Matriks metalloproteinase (MMP) memiliki efek menghancurkan kolagen dan matriks ekstraseluler yang akan teraktivasi oleh keasaman dari etsa asam pada sistem adesif *total-etch*. Klorheksidin (CHX) adalah desinfektan yang digunakan sebagai cairan untuk sterilisasi kavitas sebelum penempatan. Gigi yang diberikan CHX setelah pengetsaan memiliki lapisan hibrid dengan integritas kolagen lebih baik dibanding gigi tanpa aplikasi CHX. Hal ini dikarenakan CHX merupakan inhibitor MMP yang efektif pada jenis adesif *total-etch*, namun tidak menunjukkan hasil nyata pada jenis adesif *self-etch*.

Berdasarkan rumusan masalah di atas maka yang menjadi pertanyaan pada penelitian ini adalah:

Umum:

Apakah CHX mempunyai efek terhadap degradasi kekuatan ikat geser antara resin komposit-dentin?

Khusus:

- Apakah CHX yang diaplikasikan pada permukaan dentin dapat meningkatkan kekuatan ikat geser antara resin komposit-dentin?
- Apakah CHX yang diaplikasikan pada permukaan dentin dapat menghambat degradasi kekuatan ikat geser resin komposit-dentin?
- Apakah metode aplikasi bonding mengandung CHX pada permukaan dentin lebih efektif daripada metode aplikasi CHX + bonding dalam meningkatkan kekuatan ikat geser resin komposit-dentin?

1.3 Tujuan Penelitian

Umum:

Menganalisis efek CHX terhadap degradasi kekuatan ikatan resin komposit-dentin.

Khusus:

- Menganalisis efek CHX yang diaplikasikan pada permukaan dentin terhadap kekuatan ikat geser resin komposit-dentin.
- Menganalisis efek CHX yang diaplikasikan pada permukaan dentin terhadap penghambatan degradasi kekuatan ikat geser resin komposit-dentin.
- Menganalisis efek jenis metode aplikasi CHX pada permukaan dentin yang digunakan terhadap kekuatan ikat geser resin komposit dentin.

1.4 Manfaat Penelitian

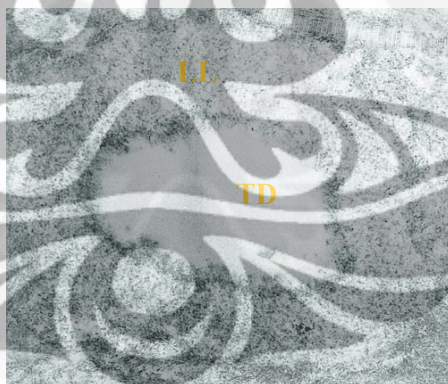
- Secara teori dapat menjelaskan mengenai efek penambahan CHX terhadap kekuatan ikat geser antara resin komposit-dentin.
- Secara klinis dapat digunakan sebagai acuan prosedur standar operasional penempatan resin komposit.
- Memberikan sumbangan ilmu bagi Ilmu Kedokteran gigi dan data bagi para peneliti.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Karakteristik Dentin

Dentin terdiri dari kurang lebih 70% material inorganik dalam bentuk kristal hidroksiapatit, sedangkan material organik berupa kolagen mengisi 15-20%, protein non kolagen 1-2% dan sisanya 10-12% adalah air. Dentin yang terbentuk pada saat gigi tumbuh sempurna disebut sebagai dentin primer. Ciri khas utama dentin primer yaitu adanya tubulus dentin. Sebagaimana yang terlihat pada Gambar 2.1, tubulus dentin dikelilingi oleh *dentin peritubular*, yaitu bagian dentin yang termineralisasi dengan matriks non-kolagen. Dentin peritubular ini dilapisi oleh material organik yang disebut sebagai *lamina limitans*. Diantara tubulus dapat ditemukan adanya *dentinintertubular* yang terdiri dari kolagen termineralisasi. *Predentin*, bagian yang tidak termineralisasi berada pada bagian yang berdekatan dengan pulpa.^{20,21}



Gambar 2.1 Gambaran mikrograf electron dari potongan melintang tubulus dentin (TD) akar gigi. Lamina limitans (LL) terlihat mengelilingi matriks dentin peritubular²¹

Matriks tidak termineralisasi juga dapat berupa *dentin interglobular*, yaitu bagian dentin yang gagal menyatu dan akhirnya terhenti proses mineralisasinya. Proses dentinogenesis atau pembentukan dentin terus berlangsung bahkan pada saat gigi telah terbentuk sempurna, dentin hasil proses ini disebut sebagai dentin sekunder.^{20,21}

Tubulus dentin berisi cairan jaringan dan memiliki fungsi sebagai portal/perantara hubungan antara email/dentin ke sumber nutrisi sel di pulpa. Pada mahkota gigi, tubulus dentin menyebar dari area *dentin-email junction* ke arah pulpa. Pada akar gigi, bagian dentin yang paling periphal tidak memiliki tubulus, hanya area *dentin-cementum junction* ke arah pulpa. Diameter tubulus bervariasi antara 0.2 μm di daerah periphal hingga 3-4 μm dekat pulpa. Secara keseluruhan ukuran rata-ratanya adalah 2 μm . Jumlah tubulus per mm^2 juga meningkat dramatis pada daerah dekat pulpa, di area periphal berkisar 20.000-30.000/ mm^2 dan area dekat pulpa 50.000-60.000/ mm^2 . Volume tubulus dentin mencapai 80% dari bagian dentin koronal yang dekat pulpa.^{20,21}

2.2 Resin Komposit

Komponen utama dari resin komposit adalah monomer metakrilat dan filler. Monomer metakrilat yang saat ini sering dipakai antara lain Bis-GMA (Bisphenol A glycidyl Metacrylate), UDMA (Urethane Dimethacrylate), TEGDMA (Triethyleneglycol Dimethacrylate) dan HEMA (Hydroxyethyl Dimethacrylate). Partikel filler terdiri dari aluminium, barium, strontium, seng, zirconium ataupun kuarsa dengan ukuran bervariasi antara 0.1-10 μm . Alternatif lain untuk filler adalah silica dengan ukuran antara 0.04-0.2 μm . Jenis filler menentukan kekuatan, radioopasitas, perubahan dimensional dan tingkat kemudahan cara aplikasi. Kombinasi ideal dari filler yaitu terdiri dari dua atau lebih ukuran partikel filler untuk mendapatkan kekuatan tumpatan komposit yang optimal dan efisien.²⁰

Resin komposit juga mengandung fotoinisiator agar dapat mengeras pada saat dilakukan penyinaran. Fotoinisiator yang biasa dipakai adalah camphorquinone. Intensitas sinar yang dipakai untuk polimerisasi harus berada pada kisaran 400mW/cm³. Proses penyinaran ini harus dilakukan secara incremental dengan kedalaman tidak lebih dari 2 mm untuk menghindari adanya monomer yang tidak terpolimerisasi. Monomer tidak terpolimerisasi dapat bersifat toksik terhadap pulpa. Kedalaman tingkat polimerisasi bergantung pada banyak faktor diantaranya jenis dan komposisi filler, konsentrasi fotoinisiator serta durasi dan intensitas penyinaran.²⁰

Ikatan antara resin komposit dengan email dan dentin pada dasarnya bersifat mikromekanikal. Ikatan dengan email bersifat mikromekanikal sepenuhnya. Pengetsaan dengan asam fosforik 37% selama 15 detik akan menyebabkan mikroporositas 30 μm pada email. Ikatan resin komposit dengan email cenderung lebih kuat dibanding resin komposit ke dentin. Hal ini dikarenakan dentin mengandung lebih banyak air. Air dapat menghidrolisis ikatan resin komposit.²⁰

2.3 Sistem Adesif

2.3.1 Definisi Adesi, Aderen, dan Adesif

Adesi adalah ikatan antara dua substansi yang tidak sejenis (disebut aderen) yang dibuat berkontak melalui suatu media adesif, yang biasanya berbentuk cairan, sehingga molekul-molekul dari kedua substansi tersebut akan melekat atau menempel satu sama lain. Adesif memiliki kemampuan membasahi kedua aderen dan kemudian mengeras, membentuk suatu ikatan yang kuat antara dua permukaan tersebut. Ikatan ini dapat terjadi secara mekanis, kimia, atau kombinasi keduanya. Adesi akan terjadi secara optimal pada permukaan yang relatif halus, kering, bersih, dan homogen. Untuk mencapai adesi yang efektif, adesif harus bebas mengalir dengan tegangan permukaan yang rendah sehingga dapat membasahi permukaan aderen secara memadai. Sedangkan permukaan aderen harus memiliki energi permukaan yang tinggi untuk memungkinkan pembasahan yang memadai.⁴

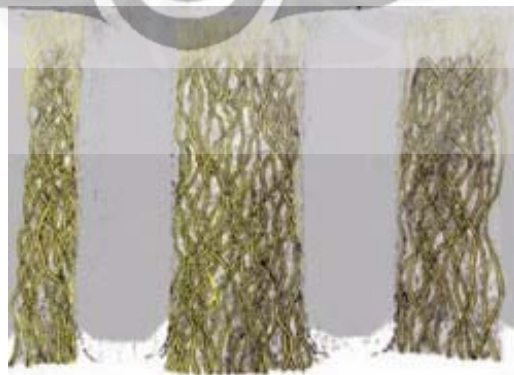
2.3.2 Adesi pada Dentin

Struktur dan komposisi mikroskopis dentin sangat berbeda dari email. Dentin terdiri atas kombinasi kolagen (30%), hidroksiapatit (50%), dan air (20%). Dentin sifatnya lebih heterogen, memiliki kandungan inorganik lebih sedikit dan kandungan air lebih banyak dibandingkan email. Dentin adalah jaringan berlubang-lubang (tubulus) dengan tubulus mengarah dari pulpa ke pertautan email-dentin. Tubulus ini merupakan rumah dari prosesus odontoblast dan akan terisi oleh air bila mendapat tekanan ringan. Diameter tubulus dentin yang

mengarah ke pulpa sekitar 2,5 μm dan yang mengarah ke email sekitar 0,8 μm . Ada 30-45 ribu tubulus per mm^2 . Ukuran tubulus meningkat dari pertautan email-dentin menuju pulpa, sehingga memiliki struktur inorganik yang lebih sedikit dan kandungan air yang lebih tinggi pada tubulus dentin di dekat pulpa. Dengan demikian permukaan dentin berbeda sesuai dengan kedalaman preparasi kavitas, maupun lokasinya.^{3-4,22,25}

Kompleksnya struktur dentin yang memiliki fibril kolagen dan kelembaban tinggi tersebut menyulitkan ikatan resin komposit-dentin, berbeda dengan ikatan resin komposit-email yang dapat tercapai secara memuaskan dengan terbentuknya *resin tag*. Ikatan resin komposit-dentin juga terjadi secara mikromekanis, tetapi mekanismenya berbeda dari ikatan mikromekanis *enamel tag*, yaitu melalui infiltrasi monomer resin komposit ke dalam dentin yang terdemineralisasi, seperti yang mula-mula dilaporkan oleh Nakabayasi dkk (1982).^{22,24-26}

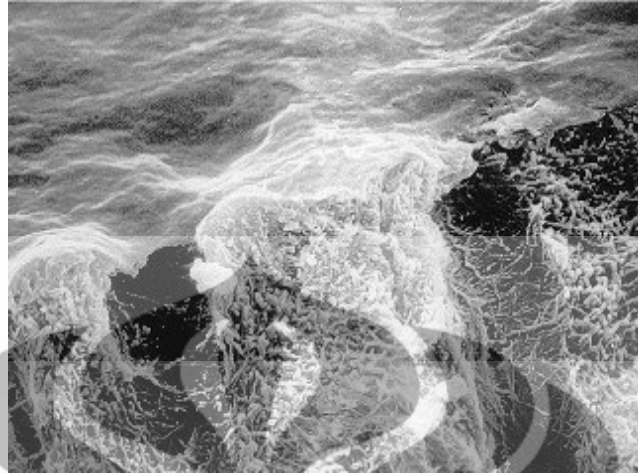
Namun, infiltrasi resin komposit cair tanpa filler ke dalam dentin terdemineralisasi dapat terhambat oleh sejumlah faktor. Salah satunya yaitu adanya *smear layer*, suatu lapisan tipis sub-mikroskopis (0,2-5,0 μm) tidak beraturan pada gigi yang dipreparasi, sebagai akibat dari penggunaan instrumen putar. Untuk menciptakan dentin yang dapat berikatan secara optimal, diperlukan suatu usaha untuk melarutkan sebagian atau seluruh *smear layer* yang menutupi orifis tubulus dentin serta untuk mendemineralisasi permukaan dentin agar terbentuk mikroporusitas dengan fibril kolagen yang terbuka.^{4,22,24-26}



Gambar 2.2 Tubulus dentin yang terbuka serta bundel serat-serat kolagen yang terpapar setelah aplikasi etsa asam pada sistem *total-etch*.²⁷

Fusayama (1979) memperkenalkan konsep *total-etch*, yang merujuk pada teknik pengetsaan email dan dentin dengan asam fosfat sebelum aplikasi bonding. Etsa asam ini selanjutnya dibilas dengan semprotan air, sehingga disebut juga teknik *etch and rinse*. Penggunaan asam ortofosfat selama 15-20 detik sebagai pra-kondisioner email dan dentin merupakan teknik yang paling banyak dipakai saat ini sebelum aplikasi adesif generasi empat dan lima. Pada Gambar 2.2 dapat dilihat bahwa pengetsaan dentin menciptakan mikroporusitas kandungan inorganik dengan cara mendekalsifikasi matriks intertubular dan membuka tubulus dentin sehingga meninggalkan suatu permukaan fibril yang kaya akan kolagen setebal beberapa mikron. Permukaan ini akan menyediakan suatu ruangan bagi infiltrasi resin komposit. Resin komposit adesif dapat masuk ke tubulus dentin hingga kedalaman 0.2 sampai 10-15 μm , berpenetrasi ke dalam ruangan interfibrilar dari jaring-jaring kolagen, dan membentuk zona dentin yang tersusun atas serat-serat kolagen dan resin komposit adesif, disebut sebagai zona hibrid (Nakabayasi, 1982).^{4,6,22,24-27}

Agen bonding konvensional *bisphenol-A-glycidyl methacrylate* (bis-GMA) yang bersifat hidrofobik tidak dapat dengan mudah mengisi dan berikatan dengan tubulus karena adanya cairan inter-tubulus. Pada perkembangannya, adesif dentin generasi lima menggabungkan resin komposit hidrofobik konvensional bersama dengan resin komposit hidrofilik HEMA dan pelarut (aseton, etanol, atau air). Bagian hidrofilik berikatan dengan baik pada jaringan dentin yang memiliki kandungan air tinggi sedangkan resin komposit hidrofobik berikatan dengan tumpatan resin komposit. Resin komposit hidrofilik ini masuk ke dalam tubulus dentin bersamaan dengan resin komposit hidrofobik. Dengan demikian dentin yang basah menjadi prasyarat untuk mendapatkan kekuatan ikat yang diinginkan yang dapat diperoleh dari bahan ini (teknik *wet bonding / moist bonding*).^{4,22}



Gambar 2.3 Pada pengeringan air berlebihan serat-serat kolagen yang terpapar menjadi kolaps (rebah) sehingga membentuk suatu lapisan yang tidak dapat ditembus (impermeabel)²⁶

Selain itu, syarat dari infiltrasi resin komposit yang efektif di antara serat-serat kolagen ini adalah serat-serat kolagen harus dapat berdiri tegak. Karena dentin terdiri atas mineral inorganik, serat kolagen dan air, proses demineralisasi akan menghilangkan mineral inorganik dan meninggalkan serat kolagen (30%) yang terendam dalam air (70%). Apabila air dihilangkan oleh semprotan udara berlebihan maka dentin mengalami dehidrasi, dan serat-serat kolagen akan kolaps sehingga tidak dapat disisipi oleh resin komposit cair secara efektif, lebih jelasnya dapat dilihat pada Gambar 2.3. Untuk mencegah hal ini terjadi, dilakukan teknik yang disebut sebagai *wet bonding*, yaitu dengan meninggalkan permukaan dentin yang lembab setelah etsa asam dan sebelum aplikasi bonding.^{3,22,24-26}

Sebagai tambahan, bila dentin dietsa secara berlebihan akan menyebabkan kolapsnya tubulus dentin dan meninggalkan sisa-sisa kolagen yang terurai yang tidak dapat larut pada permukaan dentin sehingga menghalangi pembentukan *resin tag* yang efektif.^{4,14} Ketidakseimbangan kedalaman demineralisasi dentin dengan kedalaman infiltrasi monomer resin komposit juga mempengaruhi kualitas lapisan hibrid. Bila kedalaman demineralisasi dentin lebih besar dibandingkan kedalaman infiltrasi resin komposit maka akan terbentuk suatu lapisan kolagen terekspos yang tidak disisipi resin komposit, hal ini menimbulkan defek pada

bonding yang mendorong terjadinya degradasi seiring waktu, kegagalan restorasi, maupun rasa nyeri lokal sementara.^{4,6,19,24-26}

Pada adesif generasi enam dan tujuh, monomer asam fenil-P yang digabungkan pada primer ataupun *single bottle* pada aplikasinya dinyatakan berdifusi menembus *smear layer* dan mencapai dentin kaya kalsium di bawahnya. Pada Gambar 2.4 dapat dilihat bahwa adesif *self-etch* membentuk lapisan hibrid yang terdiri atas fibril kolagen dari dentin terdemineralisasi, *smear layer*, serta monomer resin komposit yang berinfiltrasi diantaranya. Secara teori, tidak ada kolagen terekspos yang tidak terinfiltrasi oleh resin komposit karena aktivitas asam yang terbatas. Adesif *self-etch* menawarkan keuntungan teknik aplikasi yang lebih sederhana dan ringkas.^{6,19,24,27}



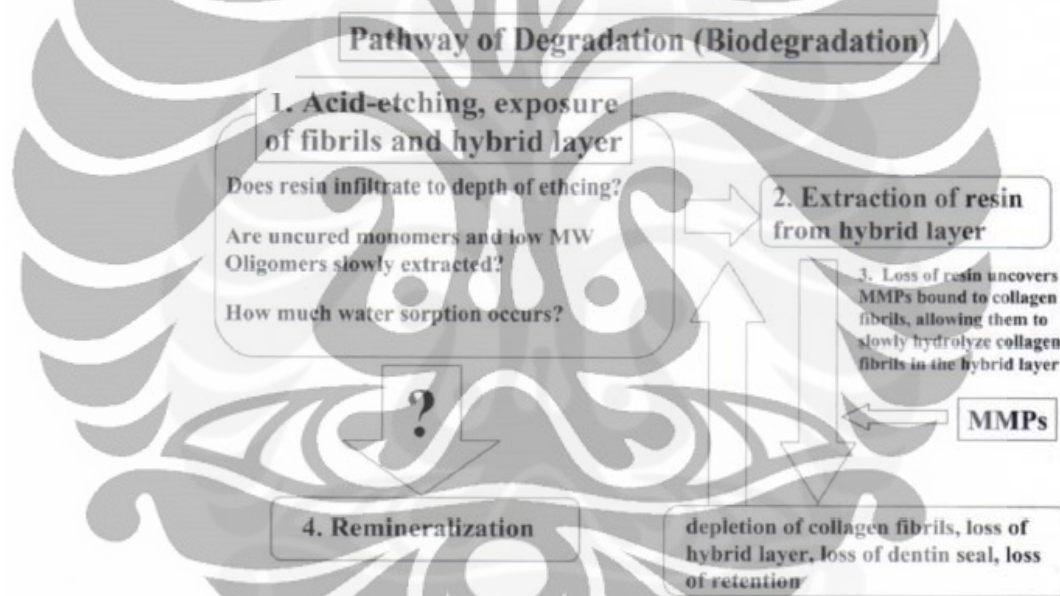
Gambar 2.4 Proses etsa dan bonding pada sistem *self-etch* menghasilkan lapisan hibrid yang berkesinambungan tanpa adanya zona kolagen terekspos, walaupun lapisan hibrid ini jauh lebih tipis dibandingkan pada sistem total-etch²⁷

2.4 Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin

Bila lapisan hibrid kedap terhadap air dan berbagai zat kimia lainnya, maka ikatan resin komposit-dentin akan stabil untuk penggunaan klinis jangka panjang. Namun, sejumlah penelitian telah melaporkan bahwa penyimpanan spesimen resin komposit-dentin jangka panjang setelah 6 bulan hingga 1 tahun dalam air menurunkan kekuatan ikat resin komposit-dentin dalam derajat yang bervariasi sesuai waktu.¹⁹ Hasil penelitian *in vivo* pada gigi molar sulung selama 1-3 tahun juga mengonfirmasi bahwa degradasi ikatan resin komposit-dentin terjadi seiring usia restorasi di dalam rongga mulut.²⁸ Pashley dkk (2011)

menyatakan bahwa kekuatan ikat mikrotensil turun sebesar 30% dan 40% dalam jangka waktu 6 bulan dan 12 bulan, berturut-turut.²

Pada Gambar 2.5, Sano (2006) menyatakan bahwa terjadinya biodegradasi ikatan resin komposit-dentin dapat dibagi dalam tiga tahapan yaitu: (1) infiltrasi resin komposit ke matriks fibril kolagen → (2) hidrolisis material resin komposit dari lapisan hibrid yang menyebabkan tereksposnya fibril kolagen → (3) reaksi enzimatik dari MMP yang menghidrolisis fibril kolagen pada lapisan hibrid, dan pada akhirnya menghilangkan retensi restorasi. Sano sempat mengasumsikan terjadinya remineralisasi yang menghambat biodegradasi tersebut, namun dalam penelitiannya hal tersebut belum bisa dibuktikan.²⁹



Gambar 2.5 Tahapan Biodegradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin²⁹

Semua degradasi ini dipercepat dengan adanya air. Efek hidrolitik air terhadap adesif sangat penting ketika membicarakan degradasi ikatan. Walaupun besarnya penurunan kekuatan ikat pada tipe-tipe adesif yang berbeda menunjukkan hasil yang serupa, tetapi tampilan mikro-morfologinya menunjukkan fase degradasi yang berbeda-beda secara *in vivo* maupun *in vitro*, karena struktur ikatan resin komposit-dentin itu sendiri tergantung pada tipe adesif masing-masing.¹⁴

Secara umum, adesif yang hingga kini tersedia di pasaran digolongkan dalam 2 kelompok besar *total-etch* dan *self-etch* yang dibagi lagi menjadi 4 kelompok: (1) *Total-etch* 3 langkah (etsa, primer, bonding terpisah), (2) *Total-etch* 2 langkah (etsa diikuti aplikasi *single bottle* primer-bonding), (3) *Self-etch* 2 langkah (*self-etch* primer diikuti aplikasi bonding), dan (4) *Self-etch adhesive* atau “*all in one adhesive*” (*single bottle self-etch*).²⁰

2.4.1 Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin pada Adesif *Total-Etch*

Larutan asam (misalnya asam fosfat 35%) digunakan untuk mendemineralisasi *smear layer* dan dentin utuh di bawahnya sehingga menghasilkan fibril kolagen yang terpapar.^{22,24} Derajat demineralisasi dentin pada sistem *total-etch* tergantung pada banyak faktor misalnya pH, konsentrasi, viskositas, dan lamanya aplikasi etsa asam.²² Selain itu, dipengaruhi juga oleh perbedaan struktur dentin pada kedalaman dan lokasi yang berbeda-beda.⁴ Variasi kedalaman lapisan dentin yang terdemineralisasi diikuti juga oleh variasi kedalaman infiltrasi resin komposit yang dipengaruhi oleh teknik aplikasi, pemakaian *bonding agent*, penguapan pelarut, dsb. Infiltrasi resin komposit yang tidak sempurna ke dalam jaring-jaring kolagen menciptakan zona kolagen yang terekspos di bawah lapisan hibrid. Jaring-jaring kolagen yang terekspos akan mengalami kemunduran struktural akibat degradasi hidrolitik, sehingga menurunkan kekuatan ikat resin komposit-dentin.^{2,8,19,24} Penyebab kegagalan restorasi resin komposit akibat degradasi serat-serat kolagen ini pertama kali dipublikasikan oleh Armstrong dkk pada tahun 2004 (dalam Pashley dkk, 2011).² Pada pemeriksaan mikroskopis, tampak cabang-cabang lateral pada tubulus dentin yang merupakan tanda-tanda morfologis terjadinya penipisan kolagen.^{2,19,24} Bukti tidak sempurnanya infiltrasi resin komposit ke dalam dentin terdemineralisasi juga dikonfirmasi dari pola kegagalan yang terlihat pada permukaan fraktur setelah uji ikatan (*bond testing*).¹⁹ Zou dkk (2010) mengungkapkan bukti ketidaksempurnaan infiltrasi Bis-GMA dan HEMA bila dilihat pada pertengahan lapisan hibrid, yaitu hanya sebesar 10% dan 19%, berturut-turut. Karena Bis-GMA merupakan monomer dwi-fungsi yang diperlukan dalam membentuk jaring-jaring ikatan silang polimer maka tampaknya

jaring-jaring polimer tidak terbentuk dengan kuat pada setengah bawah lapisan hibrid. Tanpa perlindungan ikatan silang polimer, kolagen terekspos maupun monomer atau oligomer yang tidak terpolimerisasi akan mengalami hidrolisis dan biodegradasi oleh enzim.⁸

Hidrolisis serat-serat kolagen ini berpengaruh besar terhadap stabilitas ikatan jangka panjang sistem adesif *total-etch*. Salah satu penyebab hidrolisis kolagen ini adalah kehadiran saliva atau bakteri rongga mulut. Namun, karena gambaran hidrolisis kolagen juga ditemukan secara *in vitro*, mekanismenya masih dipertanyakan. Pashley dkk (2011) mengajukan konsep yang berbeda, yaitu bahwa degradasi serat-serat kolagen terekspos disebabkan oleh enzim matriks metaloproteinase (MMPs) yang berasal dari matriks dentin.² Matriks metaloproteinase merupakan keluarga enzim proteolitik tergantung seng yang mampu mendegradasi matriks organik dentin setelah mengalami demineralisasi. Walaupun aktivitas kolagenolitik atau gelatinolitik telah teridentifikasi pada bakteri rongga mulut yang berperan dalam hidrolisis kolagen dentin, penelitian-penelitian terbaru telah melaporkan bahwa enzim proteinase yang berasal dari dentin dalam bentuk berbagai jenis MMPs memiliki aktivitas melarutkan kolagen terekspos secara bertahap dan perlahan dalam jangka panjang, bahkan pada situasi *in vitro*. Bukti-bukti mikromorfologis dari pemeriksaan SEM dan TEM menunjukkan adanya mekanisme pengrusakan diri sendiri pada kolagen yang ditemukan pada matriks dentin manusia *in vivo* dan *in vitro*.^{2,24}

Selain hidrolisis yang terjadi pada jaring-jaring kolagen yang terekspos, proses hidrolisis juga ditemukan pada ikatan ester resin komposit adesif akibat tidak sempurnanya polimerisasi. Hal ini menyebabkan larutnya resin komposit sehingga terjadi degradasi ikatan resin komposit-dentin lebih lanjut. Fase hidrolisis resin komposit ini tidak hanya ditemukan pada adesif *total-etch* tetapi juga ditemukan pada adesif *self-etch*.^{2,19,24}

2.4.2 Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin pada Adesif *Self-Etch*

Kombinasi etsa dan primer menjadi *self-etch* primer bermanfaat dengan menghilangkan satu langkah aplikasi. Untuk sistem *etch and rinse*, faktor yang mempengaruhi sensitivitas teknik meliputi kelembaban permukaan dentin,

lamanya waktu etsa, ketebalan aplikasi lapisan bonding, metode aplikasi lapisan bonding, dan metode penyemprotan udara pada permukaan dentin yang dilapisi bonding. Sedangkan pada adesif *self-etch*, kelembaban permukaan dentin yang teretsa secara teori dapat diabaikan karena tidak ada pembilasan air maupun retensi kelembaban dentin. Semakin sederhana langkah-langkah aplikasi maka semakin berkurang kemungkinan kesalahan yang dilakukan oleh operator.²⁴

Self-etch primer berbeda dari sistem *total-etch* karena sistem ini melibatkan *smear layer* menjadi bagian dari lapisan hibrid. Monomer asam berpenetrasi ke dalam *smear layer*, *smear plug*, dan dentin utuh di bawahnya, tetapi akan ternetralisir dan menghentikan aksi demineralisasinya setelah pH netral tercapai. Dengan demikian, lapisan hibrid dari sistem *self-etch* merupakan kombinasi struktur resin komposit, jaring-jaring kolagen, dan mineral yang berasal dari *smear layer*. Asam kuat pada sistem *total-etch* (misalnya asam fosfat 35-40%) secara sempurna melarutkan matriks permukaan dentin, termasuk *smear layer*, dan memaparkan jaring-jaring kolagen sedalam sekitar 3-7 μm . Sementara itu, pada adesif *self-etch*, sebagian atau seluruh *smear layer* terbungkus dalam struktur ikatan, memberikan aksi demineralisasi dan infiltrasi yang tidak terputus selama proses aplikasi monomer asam, dan membentuk lapisan hibrid. Hal yang mendorong terciptanya sistem adesif dengan *self-etch* primer yang menggabungkan kondisioner dengan primer berasal dari pemikiran untuk mengatasi keterbatasan pembentukan fibril kolagen terekspos yang tidak terlapsi oleh monomer resin komposit pada sistem *total-etch*.^{6,19,24}

Namun, infiltrasi resin komposit yang tidak sempurna yang digolongkan sebagai kebocoran nano juga masih ditemukan dalam lapisan hibrid adesif jenis ini.^{6,9} Walaupun secara teori kebocoran nano dapat dieliminasi dengan penggunaan adesif *self-etch*, sejumlah penelitian menunjukkan bahwa adesif *self-etch* tetap menghasilkan gambaran *water tree*, pola bintik atau retikular yang merupakan bukti adanya kebocoran nano.⁹ Kebocoran nano dapat dideskripsikan sebagai penetrasi segala substansi melalui celah berukuran 20 hingga 100 nm yang terletak di atas, di dalam, maupun di bawah lapisan hibrid atau lapisan resin komposit bonding di area yang tidak terdapat celah interfisial (kebocoran mikro).

Walaupun celah ini sangat kecil untuk memungkinkan penetrasi bakteri, tetapi celah ini cukup besar bagi enzim untuk berpenetrasi.^{5,19}

Penelitian Tay dkk (2002) (dalam Hashimoto, 2011) menyatakan bahwa hidrolisis serat kolagen tidak umum ditemukan sebagai fase degradasi pada sistem adesif *self-etch*. Walaupun tidak ada zona kolagen terekspos pada pertemuan muka adesif *self-etch*, kemungkinan kehilangan resin komposit yang mengawali dan mendorong terjadinya kebocoran nano. Tetapi dari penelitian, dinyatakan bahwa hidrolisis resin komposit dapat menimbulkan dampak merusak yang lebih buruk terhadap efektivitas ikatan resin komposit-dentin jangka panjang dibandingkan hidrolisis kolagen pada penggunaan adesif *self-etch*.^{19,22} Selain itu, kemungkinan adanya resin komposit yang tidak terpolimerisasi lebih besar pada adesif *self-etch* sehingga hidrolisis material resin komposit pada lapisan hibrid dapat terjadi lebih cepat. Penelitian Toledano dkk (2005) menunjukkan hasil berkurangnya kekuatan ikat mikrotensil hingga 60% pada jenis adesif *self-etch* setelah 1 tahun aplikasi restorasi tersebut.³⁰

2.4.3 Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin pada Adesif *Single Bottle Self-Etch*

Sistem adesif *single bottle self-etch* mulai sering digunakan secara luas di klinik karena aplikasinya yang mudah dan sederhana. Sistem adesif *self-etch* saat ini tersedia dalam bentuk dua langkah, maupun satu langkah. Sistem satu langkah selanjutnya dapat dibagi lagi menjadi dua jenis: dalam dua botol dan dicampur segera sebelum penggunaan, atau yang tersedia dalam botol tunggal yang berisi kombinasi etsa, primer, dan bonding. Adesif *self-etch* satu langkah menciptakan lapisan hibrid yang terdiri atas kombinasi resin komposit, kolagen, dan jaringan keras, sama seperti yang diciptakan adesif *self-etch* dua langkah.²⁴



Gambar 2.6 Gambaran “*water tree*” yang terdeteksi pada adesif *self-etch* langkahtunggal menggunakan larutan pelacak perak nitrat memberikan penjelasan morfologis mengenai permeabilitas adesif ini. Selain “*water tree*” ditemukan juga gambaran “*water blister*” yang terlihat pada mikrograf TEM kanan. (A = adesif, H = lapisan hibrid, D = Dentin)³¹

Pemeriksaan SEM dan TEM dari sejumlah penelitian, sebagaimana yang terlihat pada Gambar 2.6, memperlihatkan bukti-bukti kebocoran nano berupa gambaran *water tree*, *water blister*, dan fase separasi pada permukaan ikatan pada adesif jenis ini. Fase separasi terlihat pada adesif yang menggabungkan primer dan bonding dalam satu sediaan, karena terjadi pemisahan antara gugus hidrofobik dengan gugus hidrofilik. Mikro-morfologi tersebut merupakan ciri khas adanya kandungan air yang tinggi. Sifat resin komposit bonding yang hidrofilik mudah menginduksi absorpsi air, bahkan sesudah pengerasan dengan sinar. Hal ini mengarah pada terjadinya degradasi jangka panjang. Sejumlah penelitian juga menunjukkan peningkatan banyaknya pewarnaan perak nitrat pada lapisan hibrid atau pada lapisan resin komposit bonding baik pada adesif *total-etch* maupun adesif *self-etch* seiring waktu.^{24,31,32}

Penelitian-penelitian terbaru telah menunjukkan bahwa penyerapan air oleh resin komposit adesif sebanding dengan karakteristik hidrofilik resin komposit. Adesif *self-etch* mendapatkan kemampuan mengetsanya dengan mengumpulkan air dalam monomer resin komposit sehingga memungkinkan terjadinya ionisasi monomer asam. Selain itu, kemampuan ionisasi dari monomer asam itu sendiri juga bersifat hidrofilik. Adanya lapisan hidrofilik akan

menginduksi penyerapan air, sehingga pada akhirnya akan melunakkan fibril polimer. Fase separasi adesif (terpisahnya rantai hidrofilik dengan rantai hidrofobik) atau pembentukan gelembung ukuran mikro pada lapisan resin komposit bonding merupakan gambaran morfologis khas dari sistem adesif *single bottle self-etch*.²⁴

Suatu penelitian memperlihatkan efek kelembaban permukaan dentin sebelum bonding pada penggunaan adesif *single bottle self-etch*. Pada penelitian ini, kekuatan ikat resin komposit-dentin diukur pada dua kelompok dengan kategori dentin basah dan dentin kering sebelum aplikasi bonding. Adesif *single bottle self-etch* hidrofilik dengan kandungan pelarut dan air yang tinggi menunjukkan penyerapan air yang tinggi. Penyerapan air ini selanjutnya menurunkan kekuatan ikat secara bermakna pada kelompok dentin basah dibandingkan dentin kering. Hal ini merupakan temuan yang menarik karena menunjukkan efek yang sebaliknya dari kelembaban permukaan dentin sebelum bonding antara adesif *self-etch* dan *total-etch*.²⁴

Penelitian dengan pewarnaan perak di bawah pengamatan SEM menunjukkan gambaran pewarnaan perak yang teramati pada lapisan resin komposit bonding adesif *single bottle self-etch*. Namun, gambaran tersebut tidak ditemukan pada penggunaan adesif *self-etch* dua langkah. Sehingga dapat disimpulkan bahwa kebocoran nano pada lapisan resin komposit bonding merupakan gambaran khas adesif *single bottle self-etch*.²⁴

Dalam beberapa penelitian terkini, suatu degradasi dengan gambaran khas pada adesif *single bottle self-etch* ditemukan di antara lapisan adesif dengan tepi tumpatan resin komposit komposit. Observasi permukaan fraktur juga menunjukkan pola degradasi yang sama, yaitu adanya partikel filler tumpatan yang terpisah dari lapisan bonding, membentuk celah. Karakteristik ini tidak ditemukan pada sistem adesif jenis lainnya. Hal ini mungkin dapat dijelaskan oleh adanya suatu lapisan tipis bonding yang tidak terpolimerisasi karena terhambat oleh oksigen. Kandungan air dan/atau pelarut yang tinggi pada adesif menurunkan viskositasnya, sehingga mendorong transport oksigen ke permukaan lapisan adesif dan menghambat polimerisasinya. Monomer yang tidak terpolimerisasi akan

memberikan jalan masuk bagi invasi air, mendorong terjadinya hidrolisis resin komposit pada pertemuan permukaan adesif dengan tumpatan.²⁴

2.4.4 Uji Laboratorium untuk Menilai Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin

Penilaian kualitas ikatan resin komposit-dentin dapat dilakukan dengan berbagai uji yaitu uji kekuatan ikat mikrotensil dan kekuatan ikat geser, analisa tepi dan uji kebocoran nano dengan SEM/ TEM serta pengukuran konsentrasi adesif dengan spektroskopi Raman. Uji kekuatan ikat mikrotensil (*microtensile bond strength*) dan kekuatan ikat geser (*shear bond strength*) berguna untuk mendapatkan data berupa besarnya kekuatan ikatan (MPa). Analisa tepi (*marginal analysis*) fraktur diamati dengan *scanning electron microscopy* (SEM) dan/atau *transmission electron micrographs* (TEM) untuk menilai bukti-bukti mikro-morfologis yang teramati pada permukaan fraktur, misalnya susunan serat-serat kolagen pada lapisan hibrid, perubahan-perubahan mikro-morfologis pada lapisan hibrid, lapisan bonding, dan dentin terdemineralisasi. Untuk uji kebocoran mikro / nano dengan menggunakan pewarnaan, misalnya perak nitrat yang selanjutnya diamati dengan SEM / TEM. Terakhir, pengukuran besarnya konsentrasi adesif dapat dilakukan dengan spektroskopi Raman untuk menilai kualitas penetrasi adesif dan degradasinya.^{8,22,24}

2.5 Faktor Utama Penyebab Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin

Secara umum, terdapat beberapa faktor yang mempengaruhi penurunan kekuatan perlekatan resin komposit-dentin. Diantaranya adalah beban oklusal yang terus menerus (*cyclic loading*) akibat pengunyahan, kontaminasi kelembaban akibat isolasi yang kurang, dan penggunaan material adesif yang salah.⁶ Tetapi secara umum, faktor-faktor utama yang berperan penting dalam degradasi ikatan resin komposit-dentin meliputi:

2.5.1 Air

Air merupakan faktor pengganggu utama ketika meletakkan bonding adesif dan komposit pada gigi. Kandungan air pada permukaan dentin bervariasi

sesuai kedalamannya, sifat alami substrat yang berbeda pada gigi yang terkena karies dibandingkan dengan gigi sehat, dan adanya sisa air bilasan.^{3,4} Sejumlah adesif yang dijual di pasaran saat ini menggabungkan primer yang hidrofilik (HEMA) dengan bonding yang hidrofobik (Bis-GMA) dalam satu botol (generasi 5 dan 7). Dengan adanya air, adesif dapat mengalami fase separasi. Pada matriks dentin terdemineralisasi yang basah, fase separasi adesif menyebabkan sangat terbatasnya infiltrasi Bis-GMA, yang merupakan komponen dimetakrilat yang sangat penting. Fase separasi adesif menghambat pembentukan ikatan kedap air yang terintegrasi secara struktural pada pertemuan permukaan komposit-gigi.³

Air juga membantu terjadinya degradasi kimia bahan adesif. Air dapat terjebak di dalam matriks selama proses fotopolimerisasi di dalam mulut atau dapat masuk ke matriks adesif dengan cara difusi menuju bagian yang memiliki ikatan longgar hidrofilik yang kaya akan HEMA. Bagian hidrofilik ini memiliki keterbatasan untuk berkonfensi dari monomer menjadi polimer karena adanya fase separasi adesif dan kurangnya kompatibilitas antara fotoinisiator dengan fase hidrofilik. Bagian polimer hidrofilik yang tidak terpolimerisasi sempurna akan terdegradasi dengan cepat dalam lingkungan mulut yang basah.³

Resorpsi air berlebihan oleh resin komposit hidrofilik generasi terbaru telah dibuktikan. Tay dan Pashley (dalam Mai S dkk, 2009) menyatakan bahwa adesif dentin menjadi terlalu hidrofilik dan bahwa desain adesif dentin generasi 6 dan 7 yang dibuat dengan meningkatkan konsentrasi monomer hidrofilik memiliki konsekuensi efek sampingnya¹. Penelitian-penelitian mengenai penyerapan / kelarutan air dari adesif terkini menyatakan bahwa adesif hidrofilik yang banyak digunakan memiliki sifat menyerap air jauh lebih tinggi dibandingkan resin komposit dengan pelarut yang lebih hidrofobik-bebas Bis-GMA/TEGDMA yang digunakan untuk melapisi adesif tiga tahap (generasi 4). Penyerapan air menyebabkan polimer mengembang dan melunak, menurunkan kekuatan tensil keseluruhan dan kekakuan. Ketahanan ikatan resin komposit-dentin menjadi terganggu dan terjadi penurunan ikatan resin komposit-dentin seiring waktu. Pemeriksaan mikroskop elektron pada ikatan yang rusak menunjukkan adanya kehilangan resin komposit di sekitar serat-serat kolagen pada lapisan hibrid walaupun infiltrasi resin komposit terjadi secara sempurna pada awalnya.

Hilangnya resin komposit dapat disebabkan oleh lepasnya monomer atau oligomer yang tidak terpolimerisasi kemudian tempat mereka digantikan oleh air. Jelas bahwa semakin banyak komponen resin komposit hidrofilik maka semakin lunak polimer akibat adanya penyerapan air, dan sifat-sifat mekanik polimernya akan semakin buruk. Oleh sebab itu hidrolisis ikatan ester dan plastisasi (melunaknya) resin komposit oleh air menurunkan durabilitas ikatan resin komposit-dentin.^{1,19,24,32}

2.5.2 Bakteri

Bakteri dinyatakan menghasilkan asam laktat yang juga dapat mengaktifkan enzim matriks metaloproteinase (MMP) dari dentin. Tetapi sejumlah penelitian *in vitro* yang menambahkan bakteri ke dalam larutan perendaman tidak menemukan perbedaan degradasi kekuatan ikat resin komposit-dentin antara kelompok dengan bakteri dan kelompok tanpa bakteri.^{2,33}

2.5.3 Esterase Saliva

Kontaminasi saliva selama proses bonding *in vivo* bukan hanya menyebabkan kontaminasi air dan kelembaban, tetapi juga membawa enzim-enzim esterase, seperti esterase kolesterol yang dapat mengaktifkan hidrolisis ikatan ester dari resin komposit adesif.^{1,3,8}

Sebagian besar monomer resin komposit pada gigi adalah ester dari asam metakrilat dan turunan lainnya yang digunakan untuk menciptakan monomer menjadi monometakrilat yang lebih hidrofilik atau dimetakrilat yang lebih hidrofobik. Ikatan-ikatan ester ini secara teori rentan terhadap sejumlah esterase dalam cairan tubuh. Penelitian awal hidrolisis metakrilat yang diinduksi oleh esterase menunjukkan bahwa kekerasan mikro permukaan polimer Bis-GMA/TEGDMA menurun dan tingkat keausan meningkat akibat hilangnya partikel-partikel filler. Biodegradasi adesif dentin juga telah diteliti dengan adanya esterase. Esterase yang diketahui mengaktifkan hidrolisis ester meliputi esterase saliva, esterase kolesterol, pseudokolinesterase, *porcine liver* esterase dan asetilkolinesterase. Penelitian terbaru menunjukkan bahwa saliva mengandung aktivitas esterase yang mencukupi untuk menyerang resin komposit. Namun

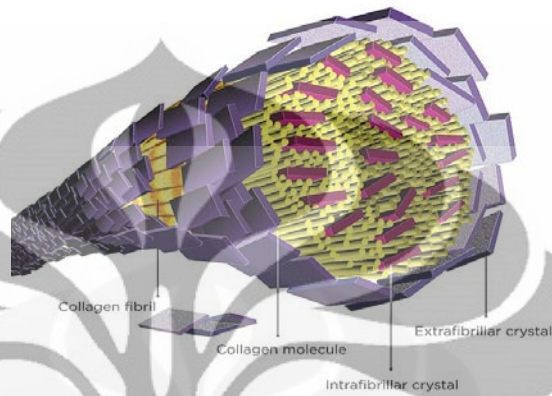
demikian, tidak diketahui apakah ada esterase serupa pada cairan dentin dan bagaimana mereka dapat mencapai interface resin komposit-dentin. Oleh karena sifat permeabilitas yang tinggi dari adesif single bottle dan adesif *self-etch* maka kemungkinan ini harus terus diteliti.^{1,3}

2.5.4 Matriks Metaloproteinase (MMP) Dentin

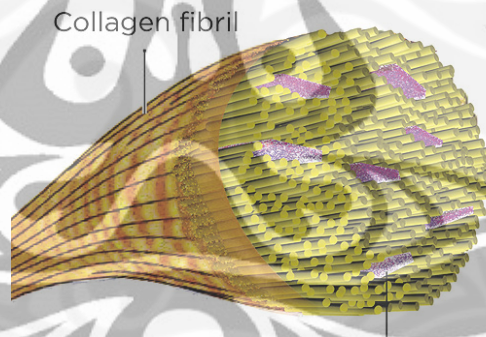
Salah satu faktor yang mempengaruhi degradasi ikatan resin komposit-dentin adalah kelompok enzim proteolitik matriks metaloproteinase (MMP). MMP terdapat pada hampir seluruh bagian tubuh manusia. Kelompok ini memiliki 26 macam enzim yang memiliki fungsi spesifik termasuk mineralisasi dentin. Namun, enzim ini juga dapat menghancurkan kolagen dan matriks ekstraseluler. Sejumlah penelitian menyatakan bahwa enzim dorman ini dapat ditemukan dalam dentin dan teraktivasi oleh keasaman dari etsa asam pada sistem adesif *total-etch*.⁵⁻⁷ Tetapi, Pashley dkk (2011) menyatakan bahwa MMP juga dapat diaktivasi oleh asam lemah seperti asam laktat yang dihasilkan oleh bakteri penyebab karies dan juga diaktivasi oleh asam pada adesif *self-etch*.² Setelah aktif, enzim ini akan menghancurkan fibril kolagen terbuka yang tidak terinfiltrasi resin komposit di bawah lapisan hibrid dengan cara memecah ikatan kovalen dan perlahan-lahan mengikis serat-serat kolagen.^{2,5-8} Enzim ini berfungsi untuk menambahkan gugus air pada ikatan peptida spesifik pada serat kolagen. Dengan demikian, kehadiran air mutlak diperlukan bagi mekanisme degradasi kolagen oleh MMP. Hal ini telah dibuktikan pada percobaan perendaman spesimen resin komposit-dentin dalam minyak (untuk mengeliminasi air) yang memberikan hasil ikatan resin komposit-dentin yang lebih tahan lama.²

Jaringan dentin mengandung berbagai jenis MMP yaitu MMP-1, MMP-2 (gelatinase), MMP-8 (kolagenase), MMP-9 (gelatinase), dan MMP-20 (enamelinisin).^{5,7} Sebelum aplikasi etsa asam, MMP berikatan dengan matriks kolagen yang terbungkus oleh kristal hidroksiapatit. Sekitar separuh dari kristal tersebut berada di luar serat-serat kolagen (kristal ektrafibrilar) dan separuh sisanya berada di dalam serat-serat kolagen (kristal intrafibrilar). Pada Gambar 2.7, matriks kolagen masih dalam kondisi termineralisasi, sehingga MMP tidak aktif. Sedangkan pada Gambar 2.8, setelah terdemineralisasi oleh etsa asam,

sebagian besar kristal ektrafibrilar dan sebagian kristal intrafibrilar larut dan menyediakan tempat bagi infiltrasi resin komposit. MMP dibebaskan dan diaktivasi. Selanjutnya MMP dengan aktivitas kolagenolitik dan gelatinolitik secara perlahan menyerang kolagen terekspos dan lapisan hibrid.^{2,5}



Gambar 2.7 Serat kolagen yang terbungkus kristal-kristal apatit ektrafibrilar dan intrafibrilar sebelum etsa asam²



Gambar 2.8 Hilangnya kristal ektrafibrilar dan sebagian kristal intrafibrilar setelah etsa asam, sehingga membebaskan MMP dari serat kolagen²

Sedangkan pada sistem adesif *self-etch*, aktivasi MMP dilaporkan lebih sedikit atau hampir tidak ada seperti yang terbukti dari penelitian Lehmann dkk, 2009 (dalam Dunder dkk, 2011) bahwa aplikasi *self-etch* pada permukaan dentin dengan asam ringan tidak menimbulkan efek bermakna terhadap aktivitas MMP-2 dari jaringan dentin.⁵ Walaupun demikian, pernyataan tersebut dibantah oleh Pashley dkk (2011). Adesif *self-etch* memiliki pH antara 1,6 hingga 2,9. Tingkat keasaman ini dikatakan cukup rendah untuk mendemineralisasi kristal ektrafibrilar dan melepaskan serta mengaktivasi MMP tanpa menyebabkan

denaturasi enzim tersebut. Menurut Pashley, pada adesif *self-etch*, MMP menghidrolisis kolagen hanya dari luar kumpulan serat-serat tersebut, karena masuknya air yang mengisi rongga yang ditinggalkan oleh larutnya kristal-kristal ekstrasfibrilar. Sedangkan pada adesif *total-etch*, kristal hidroksiapatit yang larut lebih banyak, di dalam dan di luar bundel kolagen, sehingga penyerapan air lebih banyak, dan menghasilkan hidrolisis kolagen yang lebih cepat karena terjadi baik di luar maupun di dalam bundel serat kolagen.²

Sebagai tambahan, aktivitas MMP pada dentin mahkota gigi tidak dipengaruhi oleh imunohistokimia, ras, jenis kelamin, arah potongan gigi, asal gigi (maksila atau mandibula), dan status erupsi gigi.⁵

2.6 Cara-Cara Mencegah atau Mengurangi Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin

2.6.1 Memperpanjang Waktu Aplikasi Adesif Sebelum Fotopolimerisasi

Masalah utama penggunaan sistem adesif *total-etch* adalah penetrasi resin komposit yang tidak seimbang dengan kedalaman demineralisasi dentin sehingga meninggalkan zona kolagen terekspos di bawah lapisan hibrid. Fenomena ini terjadi terutama pada adesif dengan berat molekul yang tinggi. Telah diteliti bahwa monomer resin komposit BisGMA/HEMA dapat berpenetrasi sebesar 98% pada mikrometer pertama, dan selanjutnya menurun 89% pada mikrometer kedua, 71% pada mikrometer ketiga, dan pada lapisan terdalam dentin terdemineralisasi (8 mikrometer), penetrasi resin komposit hanya tinggal 18%. Sedangkan pada monomer BisGMA saja, penurunan kemampuan infiltrasi terjadi lebih drastis, yaitu 42% pada mikrometer kedua, dan hanya 8% pada dasar zona demineralisasi dentin.³²

Untuk meminimalisasi hal tersebut, diperlukan penetrasi resin komposit yang lebih dalam. Walaupun demikian, sejumlah penelitian tidak berhasil menemukan korelasi antara ketebalan lapisan yang diinfiltrasi resin komposit dengan besarnya kekuatan ikat. Hal ini menunjukkan bahwa, selain ketebalan infiltrasi resin komposit, diperlukan juga derajat konversi (perubahan monomer menjadi polimer) resin komposit bonding yang tinggi. Salah satu cara yang dapat dilakukan adalah dengan memperpanjang waktu aplikasi adesif sehingga

memungkinkan penetrasi resin komposit lebih jauh dan penguapan bahan pelarut lebih sempurna, sehingga meninggalkan lapisan hibrid yang lebih tebal secara kuantitas, dan lebih sempurna polimerisasinya secara kualitas.³²

Belum ada saran klinis secara pasti berapa waktu yang sebaiknya disediakan untuk membiarkan pelarut adesif menguap, tetapi penelitian Reis dkk (2008) yang membandingkan penambahan waktu tunggu selama 50, 110, hingga 260 detik menunjukkan peningkatan keawetan ikatan resin komposit-dentin seiring semakin besarnya waktu tunggu sebelum fotopolimerisasi adesif. Namun besarnya waktu tunggu tergantung oleh jenis pelarut. Sistem adesif berbasis air/etanol membutuhkan waktu aplikasi yang lebih lama dibandingkan sistem adesif berbasis aseton untuk mencapai kekuatan ikat yang setara. Hal ini disebabkan karena penguapan aseton terjadi lebih cepat dibandingkan penguapan air dan etanol.³²

2.6.2 Klorheksidin

Klorheksidin 2% telah banyak digunakan sebagai desinfektan kavitas sebelum penumpatan. Namun, zat ini ternyata memiliki fungsi selain antibakteri. Gendron dkk sejak tahun 1999 (dalam Carrilho dkk, 2007) memperkenalkan CHX sebagai inhibitor MMP spektrum luas.^{2,6,7} Aplikasi CHX sebagai zat desinfektan kavitas sebelumnya banyak dilakukan setelah preparasi kavitas, dan sebelum aplikasi etsa. Namun Botelho, 2005 (dalam Carrilho dkk, 2007) mempertanyakan efektifitas antibakteri CHX bila setelahnya dilakukan etsa asam. Dengan munculnya ide penggunaan CHX sebagai inhibitor MMP, maka urutan aplikasi CHX diubah menjadi setelah etsa asam, dan sebelum aplikasi bonding (pada sistem adesif *total-etch*). Aplikasi CHX selama 60 detik dengan urutan demikian memberikan keuntungan bahwa CHX dapat merehidrasi dentin setelah pembilasan etsa dan pengeringan, selain itu, aplikasi CHX yang langsung diikuti dengan aplikasi bonding tanpa pembilasan memastikan kemanjuran efek antibakterinya.²⁸

Mekanisme kerja CHX diasumsikan melapisi serat-serat kolagen, yang selanjutnya dilapisi oleh bonding yang mengeras, sehingga serat-serat kolagen terbungkus oleh CHX, menjaganya dari degradasi hidrolitik oleh enzim MMP.⁷

Sementara itu Pashley dkk (2011) menyatakan bahwa walaupun CHX berikatan pada dentin terdeminalisasi secara elektrostatis, tetapi tidak ada ikatan kovalen dengan kolagen maupun resin komposit, sehingga zat ini akan larut dari lapisan hibrid dalam jangka waktu 1 hingga 2 tahun. Dengan demikian CHX tidak menghentikan degradasi kolagen, melainkan hanya menunda.²

Penggunaan adesif *self-etch* telah dimulai sejak tahun 1993. Sistem ini tidak memiliki prosedur etsa yang terpisah, sehingga tidak ada kesempatan untuk mengaplikasikan desinfektan sebelum pemberian bonding. Alternatif aplikasi yang ditemukan oleh Zhou dkk, 2011 (dalam Helvey, 2012) adalah aplikasi adesif *self-etch* yang secara langsung dicampur dengan CHX dengan konsentrasi antara 0,05% sampai 2%.⁶

Berbagai penelitian *in vitro* telah mencoba membuktikan efektifitas aplikasi CHX:

- Carrilho dkk, 2007 menunjukkan bahwa spesimen gigi dengan aplikasi CHX menunjukkan penurunan kekuatan ikat resin komposit-dentin sebesar 23,4% setelah perendaman dalam saliva buatan selama 6 bulan. Angka ini jauh lebih kecil dibandingkan kelompok kontrol dengan 45,3% penurunan kekuatan ikat resin komposit-dentin setelah perendaman dalam saliva dalam jangka waktu yang sama. Sedangkan pada uji kekuatan ikat mikrotensil yang dilakukan segera, CHX tidak menunjukkan adanya efek samping perubahan kekuatan ikat dibandingkan kontrol. Artinya aplikasi CHX tidak memberikan efek samping penurunan kekuatan ikat, dan bahkan dapat mempertahankan keawetan serat kolagen di dalam dan di bawah lapisan hibrid. Kegagalan ikatan sebesar 23,4% dari kelompok CHX mungkin disebabkan oleh degradasi hidrolitik pada polimer resin komposit, dan bukan pada serat kolagen. Dari pengamatan dengan SEM, didapatkan juga jenis kegagalan yang dominan pada aplikasi CHX berupa kegagalan kohesif pada komposit atau lapisan adesif, sedangkan tanpa CHX, kegagalan ikatan lebih banyak terjadi di bawah lapisan hibrid, yang disebabkan oleh hidrolisis serat-serat kolagen.⁷
- Carrilho pada jurnalnya yang lain (2007) menyatakan bahwa ikatan resin komposit-dentin pada restorasi komposit yang diberikan aplikasi CHX

setelah periode 14 bulan memiliki kekuatan ikatan dan struktur morfologi serupa dengan specimen yang disimpan 24 jam. Sebaliknya pada kelompok kontrol tanpa aplikasi CHX telah mengalami penurunan kekuatan ikatan hingga 38%, *in vivo*. Klorheksidin (CHX) juga terbukti dapat menghambat MMP-2 dan MMP-8 bahkan dengan konsentrasi rendah sekalipun (0,02% untuk MMP-8 dan 0,0001% untuk MMP-2).

Menurut Carrilho, mekanisme inhibisi CHX terhadap MMP dengan dua cara yaitu matriks fibril kolagen yang telah terpapar CHX akan membentuk sekuestrasi dari cairan interstitial disekitarnya yang mengandung MMP dan CHX mengaktifasi antibodi monoclonal spesifik yang dapat menghambat kerja MMP. Sebagaimana yang telah disebutkan sebelumnya efek inhibisi CHX hanya bersifat sementara dan perlu adanya penelitian lebih lanjut mengenai lamanya CHX dapat bertahan pada lapisan hibrid.¹³

- Moon dkk (2009) juga melakukan penelitian serupa dengan hasil kekuatan ikatan resin komposit-dentin pada kelompok CHX lebih tinggi sebesar 24% dibandingkan kontrol. Teknik ini telah dilakukan semenjak 2007 di Virginia commonwealth University Dental School Clinic, dan telah menunjukkan pencegahan penurunan perlekatan dentin selama 14 bulan.⁶
- Manfro dkk (2010) menyatakan bahwa penggunaan CHX dengan konsentrasi 0.5% dan 2% memiliki efektivitas yang sama untuk menghambat biodegradasi ikatan resin komposit dentin.³⁴
- Sharma dkk (2011) membandingkan penggunaan berbagai disinfektan kavitas (CHX cairan/gel, benzalkonium klorida dan iodine potassium iodide) pada bahan adesif *total etch* dan *self etch*. Dari hasil penelitiannya diketahui apabila menggunakan bahan adesif *self etch* maka hanya dapat menambahkan aplikasi CHX bentuk gel, sedangkan disinfektan kavitas lainnya dianjurkan menggunakan bahan adesif *total etch* untuk mencegah terganggunya proses infiltrasi resin komposit ke dentin pada saat polimerisasi.³⁵
- Zhou dkk (2011) dalam penelitiannya mengaplikasikan adesif *self-etch* yang ditambah dengan CHX dengan konsentrasi antara 0,05% sampai 2%.

Hasilnya ditemukan adanya penurunan kerusakan kolagen. Penurunan kerusakan kolagen yang paling besar ditemukan pada penggunaan CHX 2%. Dalam penelitian sebelumnya, Zhou dkk (2010) telah memastikan bahwa penambahan CHX pada adesif *self-etch* tidak memiliki efek samping terhadap kekuatan perlekatan resin komposit-dentin jika konsentrasinya tidak lebih dari 1%.⁸

- Singla dkk (2011) menunjukkan hasil bahwa CHX menghambat adesi bakteri ke dentin dengan menjadikan kalsium sebagai site retensi. Selain itu, CHX menjadikan dentin dibawah lapisan hibrid menjadi lebih tahan asam. Hal ini pula yang membuat CHX kurang efektif pada bahan adesif *self-etch* karena pH menjadi lebih tinggi dan polimerisasi resin komposit terganggu.³⁶
- Sabatini dkk (2012) menyatakan bahwa CHX, baik dalam sediaan CHX glukonat 2% maupun CHX 0,2% yang tergabung dengan bonding, keduanya tidak menunjukkan adanya perbedaan kekuatan ikat geser bila dibandingkan dengan kelompok kontrol tanpa CHX setelah periode 24 jam. Selain itu, dalam penelitiannya juga disebutkan bahwa CHX dapat menghambat aktivitas enzimatis MMP namun hasilnya tidak signifikan.¹⁵

2.6.3 Glutaraldehid

Glutaraldehid merupakan agen fiksatif yang sangat efektif, karena memiliki kemampuan untuk membuat ikatan silang dengan protein pada tubulus dentin. Glutaraldehid juga dikenal luas sebagai material yang dapat mengurangi sensitivitas gigi.¹⁰ Penelitian Macedo dkk (2009) menyatakan bahwa pemberian glutaraldehid 5% dan ekstrak biji anggur 6.5% dapat meningkatkan kekuatan ikat mikrotensil baik pada dentin sehat dan dentin sklerotik. Hal ini dikarenakan glutaraldehid dapat mengikat asam amino Lys dan Hyl pada fibril kolagen.³⁷

Sebaliknya, pada penelitian Prabhakar dkk (2008) diketahui bahwa glutaraldehid dan ferric sulfat dapat mengurangi kekuatan ikat geser secara signifikan pada dentin primer, serupa dengan hasil penelitian Baba dkk (2002) dan Ritter (2000). Penjelasan yang memungkinkan mengenai hal ini yaitu

glutaraldehid dapat mengganggu pengikatan monomer resin komposit pada bahan adesif.³⁸

2.6.4 Piridinium Bromida (MDPB) dan Benzalkonium Chlorida (BAC)

Sebagian besar restorasi diletakkan di atas dentin yang sudah mengalami proses karies. Pada sejumlah keadaan, tidak semua dentin terinfeksi dapat diangkat secara sempurna. Pada kondisi ini diperlukan adesif yang bersifat antibakteri yang akan membunuh bakteri dengan berkontak. pH adesif *self-etch* cukup rendah antara 1,6-2,9 sehingga pada teorinya mampu membunuh bakteri. Tetapi pH adesif ini akan naik secara cepat segera setelah berkontak dengan dentin akibat adanya kapasitas buffer yang kuat dari dentin. Dengan demikian, pH yang rendah saja tidak cukup.²

Pada pertengahan tahun 1990-an, Imazato dkk mensintesis analog antibakteri dari monomer *self-etch* dari Kuraray Medical Inc., yaitu *10-methacryloyloxy-decamethylene phosphoric acid* (MDP) dengan menggantikan gugus fosfat terminal dengan gugus piridinium yang bersifat antibakteri. Hasilnya adalah monomer antibakteri yang disebut *12-methacryloyloxydodecyl-pyridinium bromide* (MDPB). Perusahaan ini menambahkan 5 wt% MDPB ke dalam *adesif self-etch* Clearfil™ SE Bond dan menciptakan produk baru bernama Clearfil™ Protect Bond. Versi terbaru dari produk ini adalah Clearfil™ SE Protect. Monomer MDPB antibakteri disatukan ke dalam primer *self-etch*, bukan pada bonding. Produk antibakteri ini memiliki aktivitas bakterisidal selama berada dalam fase cair, yang dibiarkan menembus dentin. Setelah fotopolimerisasi, zat ini membentuk polimer dengan bonding, membentuk polimer antibakteri yang membunuh bakteri yang berkontak dengannya. MDPB merupakan anggota kelompok agen antimikroba luas yang disebut *quaternary ammonium compounds*, salah satunya adalah benzalkonium klorida (BAC).^{2,25,26}

BAC selain bersifat antibakteri, ternyata juga merupakan inhibitor MMP endogen dentin. Dengan demikian timbul ide bahwa MDPB juga dapat digunakan sebagai inhibitor MMP, yang dapat berpolimerisasi sehingga akan melindungi lapisan hibrid selama bertahun-tahun. Penelitian Pashley dkk (2011) menyatakan bahwa penambahan 5 wt% MDPB menunjukkan inhibisi kuat pada MMP-9.^{2,25,26}

Piridinium Bromida (MDPB) juga dinyatakan membentuk 2- μm *acid-base resistant zone* (ABRZ) dibawah lapisan hibrid. Nikaido dkk menyebut zona ini dengan ‘super dentin’, dan ketebalan lapisan ini tergantung dari jenis material yang digunakan. Waidyasekera dkk menguji 3 macam sistem *self-etch*. Pada Clearfill SE Bond ditemukan ABRZ tipis yang tidak ditemukan pada dua produk lainnya.⁶

2.6.5 Titanium Tetrafluoride (TiF₄)

Titanium merupakan elemen non-toksik, dan bentuk logam murninya diketahui dapat diterima secara biologis. Selain itu, tidak ada efek samping yang telah dilaporkan berkaitan dengan bentuk senyawa titanium tetrafluoride (TiF₄). Ketika hidrolisis TiF₄ terjadi pada pH rendah, titanium memiliki kecenderungan kuat untuk berikatan dengan atom oksigen atau senyawa fosfat pada permukaan gigi. Senyawa titanium yang terbentuk berikatan dengan sangat kuat sehingga tidak mudah tergantikan. TiF₄ dapat mencegah efek aktivitas enzim pada dentin, dan secara teori dapat meminimalisasi demineralisasi dentin.⁵

2.6.6 Asam Kafeat Ester Fenetil

Asam kafeat ester fenetil (*caffeic acid phenethyl ester* [CAPE]) merupakan zat yang aktif secara biologis yang terdapat pada propolis. Senyawa ini memiliki kemampuan antioksidan, anti-radang, anti-virus, stimulasi sistem imun, anti-angiogenik, anti-invasif, anti-metastatik, dan karsinostatik. Asam kafeat ester fenetil (CAPE) menghambat aktivitas enzim MMP-2 dan MMP-9.⁵

Dengan menghambat demineralisasi dapat mencegah proses osmotik dan kebocoran nano sehingga menstabilisasi ikatan resin komposit-dentin jangka panjang. Ada hipotesis yang menyatakan bahwa dengan mengaplikasikan TiF₄ dan CAPE pada substrat gigi maka akan menghambat kebocoran nano pada lapisan hibrid.⁵

2.7 Media Untuk Mempercepat Proses Degradasi Ikatan Resin Komposit-Dentin

2.7.1 Penyimpanan Pada Air dan Saliva Buatan

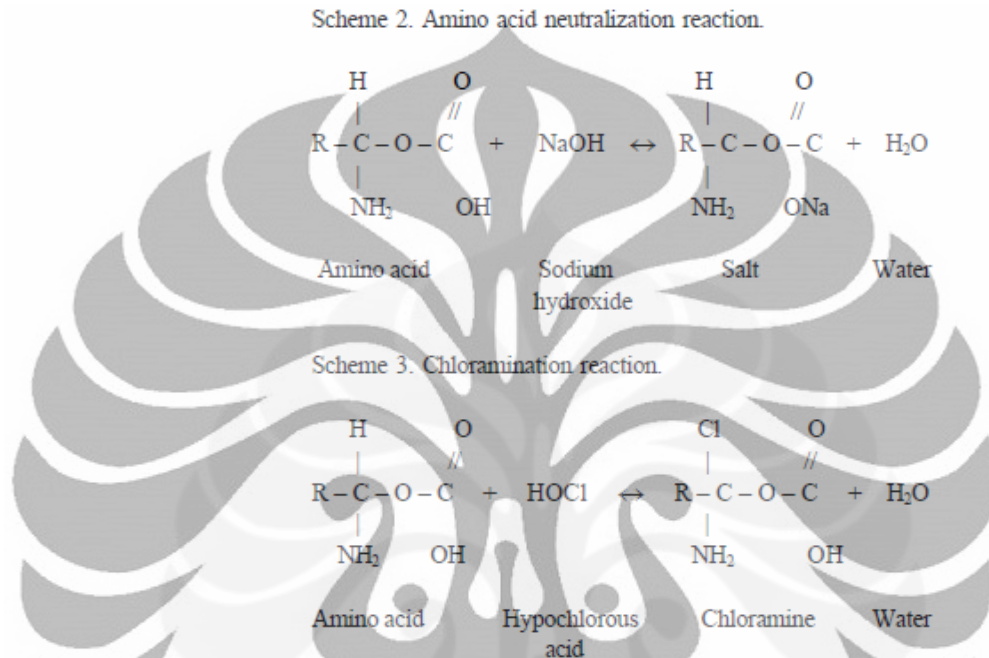
Teknik yang paling sering dipakai untuk mempercepat proses degradasi ikatan resin komposit dentin adalah dengan penyimpanan pada air di suhu 37°C dalam periode tertentu. Periode ini bisa bervariasi antara beberapa bulan (Shono dkk, 1999) hingga 4-5 tahun (Fukushima dkk, 2001; De Munck, 2003). Penurunan efektivitas bonding pada penelitian tersebut dikarenakan hidrolisis resin komposit dan kolagen. Selain itu, air juga dapat menginfiltrasi dan mengurangi kekuatan friksional antar ikatan polimer, proses yang disebut sebagai “plastisasi” (Ferracane dkk, 1998; Santerre dkk, 2001). Untuk mencegah pertumbuhan bakteri selama penyimpanan maka dapat ditambahkan sodium azide (Burrow dkk, 1996), chloramine (De Munck, 2003; Armstrong dkk, 2001) atau bahkan antibiotik (Shono dkk, 1999).³⁹

Untuk menyerupai situasi klinis yang sebenarnya, larutan saliva buatan juga dapat digunakan, antara lain dengan menambahkan enzim esterase yang umum dijumpai pada saliva. Namun penelitian Kitasako dkk (2000) menunjukkan hasil serupa antara media penyimpanan dengan air dan saliva buatan. Ikatan resin komposit dentin yang menggunakan bahan adesif *total etch* cenderung lebih stabil pada periode waktu lebih lama dibanding *self etch*.³⁹

2.7.2 NaOCl

Metode paling cepat untuk teknik penuaan biomaterial adalah dengan penggunaan NaOCl. Larutan NaOCl pada air adalah agen deproteinisasi non-spesifik. Penelitian Yamauti dkk (2003) menyatakan bahwa setelah pemakaian NaOCl 10% selama 1 jam, penurunan kekuatan ikat mikrotensil sudah mulai terlihat. Pada penelitian tersebut, pemakaian NaOCl 10% diukur pada periode waktu yang berbeda, yaitu setelah 1,2,3,4 dan 5 jam pascaaplikasi bahan adesif dan komposit. Larutan NaOCl menghilangkan matriks organik pada substrat dentin terutama protein didalam fibril kolagen. Efek NaOCl ini lebih jelas terlihat pada jenis bahan adesif *total etch*.⁴⁰

Pecora dkk (1999) menuliskan bahwa reaksi keseimbangan larutan NaOCl adalah $\text{NaOCl} + \text{H}^2\text{O} \leftrightarrow \text{NaOH} + \text{HOCl} \leftrightarrow \text{Na}^+ + \text{OH}^- + \text{H}^+ + \text{OCl}^-$. Apabila ditengah reaksi tersebut didapatkan adanya asam amino yang berasal dari protein maka reaksi yang ada akan berlanjut sesuai dengan Gambar 2.9.⁴¹

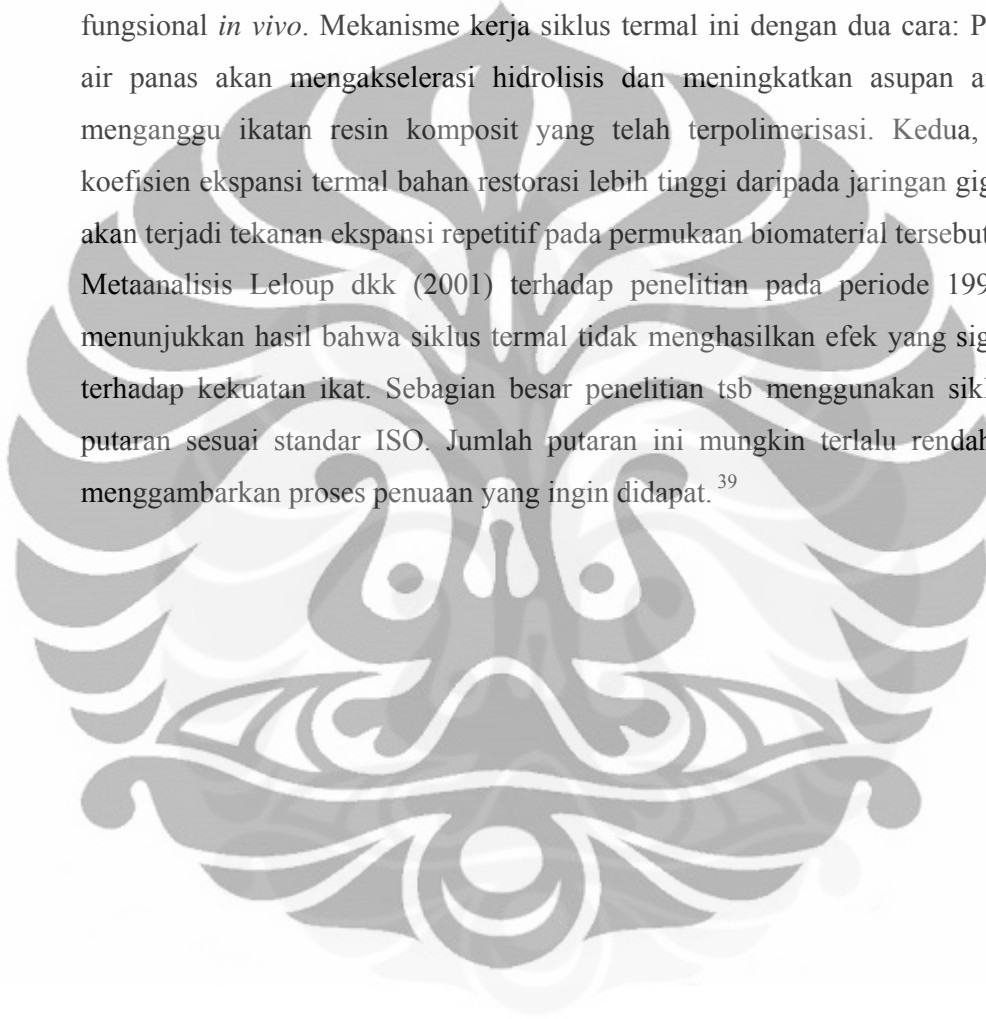


Gambar 2.9 Reaksi Kimiawi antara produk larutan NaOCl (NaOH dan HOCl) terhadap Jaringan Organik⁴¹

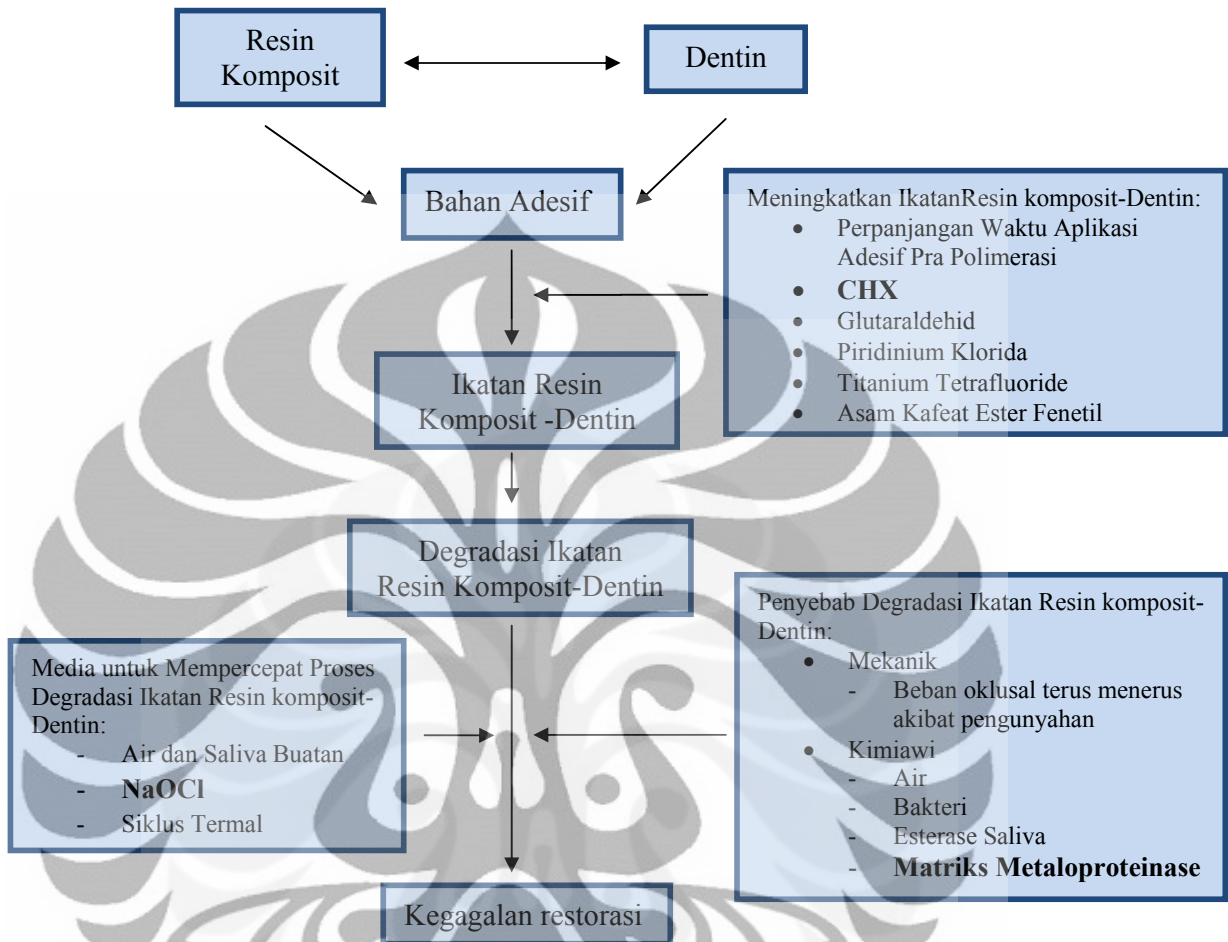
Penelitian Chaharom dkk (2011) menggunakan teknik penuaan dengan larutan 5,25% NaOCl. Menurutnya, NaOCl menghancurkan fosfolipid, mengganggu metabolisme seluler, dan mendeaktivasi enzim bakteri. Hasil penelitiannya menyatakan bahwa NaOCl mengurangi kekuatan ikat geser pada dentin secara signifikan. Natrium hipoklorit (NaOCl) dengan air akan bereaksi menjadi NaOH dan asam hipoklorus (HOCl). Natrium hidroksida (NaOH) akan berikatan dengan asam amino pada protein dentin dan memutus rantai peptide. Selain itu, asam hipoklorus akan berikatan dengan asam amino dan menghasilkan chloramine. Chloramine adalah agen oksidatif poten, berkompetisi dengan radikal bebas yang keluar dari bahan adesif, sehingga dapat menyebabkan penghentian premature dari reaksi polimerisasi (Rueggeberg dan Margeson, 1990).^{41,42}

2.7.3 Siklus Termal

Teknik penuaan lainnya adalah dengan siklus termal. Dalam ISO TR 11450 dinyatakan bahwa proses siklus termal sebanyak 500 putaran di air antara 5-55°C dapat dianggap sebagai tes penuaan yang adekuat. Penelitian Gale dan Darvell (1999) menyimpulkan bahwa 10.000 putaran sama dengan 1 tahun fungsional *in vivo*. Mekanisme kerja siklus termal ini dengan dua cara: Pertama, air panas akan mengakselerasi hidrolisis dan meningkatkan asupan air serta mengganggu ikatan resin komposit yang telah terpolimerisasi. Kedua, karena koefisien ekspansi termal bahan restorasi lebih tinggi daripada jaringan gigi maka akan terjadi tekanan ekspansi repetitif pada permukaan biomaterial tersebut.³⁹ Metaanalisis Leloup dkk (2001) terhadap penelitian pada periode 1992-1996 menunjukkan hasil bahwa siklus termal tidak menghasilkan efek yang signifikan terhadap kekuatan ikat. Sebagian besar penelitian tsb menggunakan siklus 500 putaran sesuai standar ISO. Jumlah putaran ini mungkin terlalu rendah untuk menggambarkan proses penuaan yang ingin didapat.³⁹



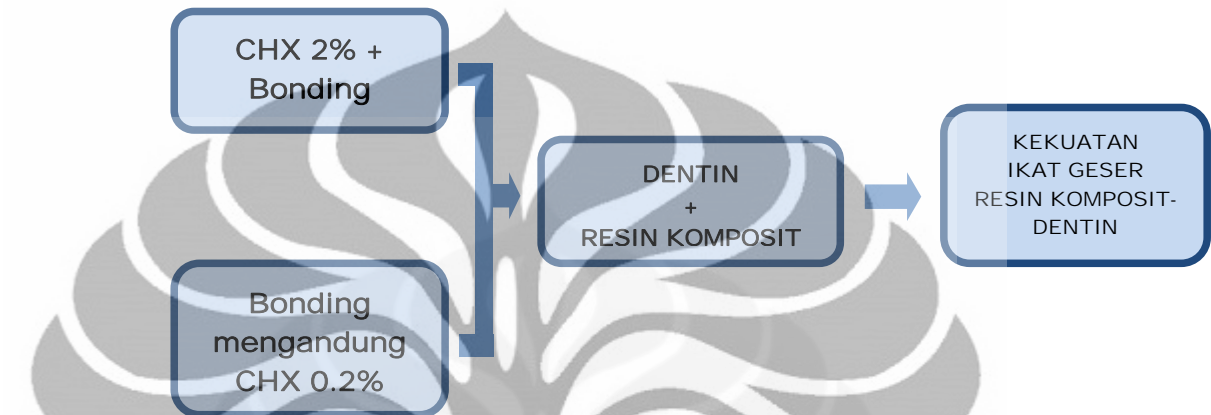
2.8 Kerangka Teori



BAB 3

KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS

3.1. Kerangka Konsep



3.2 Hipotesis

1. Klorheksidin yang diaplikasikan pada permukaan dentin dapat meningkatkan kekuatan ikat geser resin komposit-dentin.
2. Klorheksidin yang diaplikasikan pada permukaan dentin dapat mengurangi degradasi kekuatan ikat geser resin komposit-dentin.
3. Metode aplikasi bonding mengandung klorheksidin pada permukaan dentin lebih efektif daripada metode aplikasi klorheksidin + bonding dalam meningkatkan kekuatan ikat geser resin komposit-dentin

BAB 4

METODE PENELITIAN

4.1 Jenis dan Rancangan Penelitian

Penelitian eksperimental laboratorik *in vitro*.

4.2 Waktu dan Tempat Penelitian

4.2.1 Waktu

Oktober 2012

4.2.2 Tempat Pelaksanaan Penelitian

Laboratorium Dental Material FKG UI

Klinik Konservasi FKG UI

Jl. Salemba Raya No.4. Jakarta – Pusat

4.3 Subyek Penelitian

Subyek penelitian adalah gigi premolar manusia yang dicabut dalam jangka waktu 1 bulan, telah dibersihkan dengan air mengalir, kemudian disimpan pada larutan NaCl 0.9% (saline). Kriteria inklusi penelitian ini yaitu gigi premolar rahang atas atau bawah yang diindikasikan untuk pencabutan orthodontik. Kriteria eksklusi penelitian ini yaitu gigi selain premolar dan gigi premolar yang dicabut karena karies atau adanya fraktur pada permukaan oklusal, palatal dan bukal.

4.4 Variabel Penelitian

- Variabel Bebas: Kelompok CHX 2% dan bonding dan kelompok bonding mengandung CHX 0,2%
- Variabel Terikat: Kekuatan ikat geser resin komposit-dentin

4.5 Definisi Operasional

No	Variabel	Deskripsi Operasional	Cara Penggunaan Alat	Skala
1.	<u>Variabel Terikat</u>			
a.	Kekuatan ikat geser resin komposit-dentin	Ketahanan maksimum objek terhadap kekuatan pergeseran yang berlawanan arah	<ul style="list-style-type: none">• Spesimen dipotong, kemudian dipasang pada Universal Testing Machine.• Posisi <i>blade</i> diatur hingga 1 mm di	Numerik

	<p>dan sejajar permukaan sehingga terjadi pelepasan objek. Satuan pengukuran dalam MPa.</p> <p>Alat uji yang dipakai adalah <i>Universal Testing Machine Shimadzu Autograph AG 5000</i>.</p>	<p>atas batas perlekatan antara gigi dengan RK dan sejajar dengan permukaan dentin.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Beban seberat 50 Kgf diberikan dengan kecepatan 0.5 mm/menit sampai RK terlepas dari permukaan gigi dan mesin akan berhenti secara otomatis. • Besar gaya yang tertera pada layar mesin dicatat dan diubah ke dalam satuan MPa dengan rumus: $\tau = F/A$ <p>Keterangan: τ = Kekuatan Geser (MPa) F = Gaya (Kgf) A = Luas Permukaan (mm²)</p>	
<p>b. Resin Komposit</p>	<p>Bahan restorasi gigi yang mengandung monomer metakrilat, nanofiller dan fotoinisiator (Amelogen Plus®, Ultradent)</p>	<p>-----</p> <p>-----</p>	
<p>c. Dentin</p>	<p>Struktur jaringan keras gigi yang terletak dibawah lapisan email, dengan komposisi inorganic 70%, organic 15-20%, dan sisanya air. Material organic terbesarnya adalah kolagen tipe I.</p>		
<p>2. <u>Variabel Bebas</u> a. CHX 2% dan Bonding</p>	<p>CHX 2%. (Consepsis®, Ultradent) dilanjutkan dengan bonding agent (PQ1®, Ultradent)</p>	<p>CHX 2% diaplikasikan pada permukaan dentin dengan <i>applicator tip</i> setelah pembilasan etsa. Diamkan selama 1 menit. Keringkan dengan semprotan angin dan dilanjutkan dengan aplikasi <i>bonding agent</i>.</p>	<p>Kategorik</p>

b. Bonding mengandung CHX 0.2%	CHX 0.2% dalam sediaan yang tergabung dengan <i>bonding agent</i> (Peak Universal Bond®, Ultradent)	Bonding mengandung CHX 2% diaplikasikan pada permukaan dentin dengan <i>applicator tip</i> setelah pembilasan etsa, diamkan selama 10 detik. Kemudian keringkan dengan semprotan angin selama 10 detik dan <i>light-curing</i> selama 10 detik.
--------------------------------	---	---

4.6 Besar Sampel

Besar sampel penelitian dihitung dengan rumus Freederer:

$$(t-1)(r-1) \geq 15$$

Keterangan: $t = \sum$ kelompok perlakuan, $r = \sum$ sampel tiap kelompok
 \sum kelompok perlakuan = 6, maka:

$$(6-1)(r-1) \geq 15$$

$$5(r-1) \geq 15$$

$$r-1 \geq 15/5$$

$$r \geq 3 + 1$$

$$r \geq 4$$

Jadi, besar sampel minimal untuk tiap kelompok adalah 4. Sehingga jumlah sampel yang dibutuhkan sebanyak 24 gigi. Kemudian ditambahkan 6 gigi untuk pemeriksaan lapisan hibrid dengan SEM (*Scanning Electron Microscopy*).

4.7 Alat dan Bahan Penelitian

- Bahan:
 - 30 lempeng dentin yang berasal dari gigi premolar sesuai kriteria inklusi
 - Larutan NaCl 0,9% (saline)
 - CHX 2% (Consepsis®, Ultradent)
 - Bonding mengandung CHX 0.2% (Peak Universal Bond®, Ultradent)
 - Asam fosforik 37% (Ultra-etch®, Ultradent)
 - *Bonding agent* (PQ1®, Ultradent)

- Komposit (Amelogen Plus®, Ultradent)
- Larutan saliva buatan (Lab Biokimia FK UI)
- Resin akrilik warna merah merk Hilon
- NaOCl 10% (Lab Biokimia FK UI)
- Alat:
 - *Universal Testing Machine* Shimadzu Autograph 5000
 - Lup dengan pembesaran 3 x
 - SEM (*Scanning Electron Microscopy*)
 - *Lowspeed handpiece*
 - *Carborundum disc*
 - *Plastis filling instrument*
 - *Applicator tip*
 - *Mixing pad*
 - Unit penyinaran LED merk HILUX
 - Cetakan berbahan teflon berukuran diameter 3 mm dan tinggi 2 mm
 - *Stop watch* untuk menentukan waktu
 - Amplas no.500 (kekasaran yang sama dengan *Carborundum disc*)
 - Inkubator dengan suhu 37 °C

4.8 Cara Kerja

4.8.1 Pengendalian Sampel

Sampel yang digunakan adalah gigi premolar rahang atas yang dicabut untuk keperluan ortodontik dan langsung disimpan dalam larutan saline. Gigi yang digunakan telah memenuhi kriteria inklusi. Preparasi dentin dilakukan dibagian bukal dengan bur dan amplas yang sama, diganti tiap 4 sampel dan dikerjakan oleh peneliti sendiri.

4.8.2 Persiapan Sampel

Sampel dibersihkan dan direndam dalam larutan saline. Email bagian bukal diambil dan diratakan dengan *carborundum disc* kecepatan rendah di bawah aliran air. Kemudian bagian akar gigi dibuang dengan jenis bur yang sama. Potongan mahkota gigi tanpa akar tersebut kemudian dikeringkan dan ditanam di dalam resin akrilik *self-cured* dalam pipa dengan diameter 1 cm dan tinggi 2 cm. Permukaan uji sebelumnya telah

direkatkan pada *sticky paper* untuk mencegah masuknya resin akrilik ke permukaan uji. Permukaan dentin kemudian dibentuk lempengan dan diekspos dengan menggunakan amplas no.500 yang diputar dengan mesin Labofor III di bawah air mengalir, yang telah dibuktikan memiliki kekasaran yang sama dengan bur *carborundum disc* sebelumnya. Kemudian, cetakan teflon diletakkan pada permukaan dentin serta difiksasi menggunakan wax.

4.8.3 Prosedur Pengelompokan Sampel

Dari 30 sampel lempeng dentin, masing-masing sampel dilakukan pengetsaan dengan asam fosforik 37% (Ultra-etch, Ultradent) selama 20 detik, dibilas dengan air mengalir selama 5 detik dan dikeringkan dengan semprotan angin ringan. Setelah itu, sampel dibagi dalam enam kelompok masing-masing lima sampel (4 sampel untuk uji kekuatan ikat geser dan 1 sampel untuk uji SEM) yaitu:

- Pada kelompok 1, setelah pengetsaan dilanjutkan aplikasi bonding (PQ1, Ultradent) dan penyinaran selama 10 detik. Aplikasi resin komposit (Amelogen Plus, Ultradent) dan penyinaran selama 20 detik. Rendam dalam saliva buatan dan simpan dalam inkubator selama 24 jam dengan suhu 37⁰C, kemudian lakukan uji kekuatan ikat geser dan uji SEM
- Pada kelompok 2, setelah pengetsaan dilanjutkan aplikasi CHX 2% (Consepsis, Ultradent) dan dikeringkan dengan semprotan angin ringan. Dilanjutkan dengan aplikasi bonding (PQ1, Ultradent) dan penyinaran 10 detik. Aplikasi resin komposit (Amelogen Plus, Ultradent) dan penyinaran selama 20 detik. Rendam dalam saliva buatan dan simpan dalam inkubator selama 24 jam dengan suhu 37⁰C, kemudian lakukan uji kekuatan ikat geser dan uji SEM
- Pada kelompok 3, setelah pengetsaan dilanjutkan aplikasi CHX 0,2% dalam sediaan yang tergabung dengan bonding (Peak Universal Bond, Ultradent) dan penyinaran selama 10 detik. Aplikasi resin komposit

(Amelogen Plus, Ultradent) dan penyinaran selama 20 detik. Rendam dalam saliva buatan dan simpan dalam inkubator selama 24 jam dengan suhu 37⁰C, kemudian lakukan uji kekuatan ikat geser dan uji SEM

- Pada kelompok 4, setelah pengetsaan dilanjutkan aplikasi bonding (PQ1, Ultradent) dan penyinaran selama 10 detik. Aplikasi resin komposit (Amelogen Plus, Ultradent) dan penyinaran selama 20 detik. Rendam dalam saliva buatan dan simpan dalam inkubator selama 24 jam dengan suhu 37⁰C, kemudian rendam lagi dalam NaOCl 10% selama 1 jam. Setelah itu, diuji kekuatan ikat geser dan uji SEM.
- Pada kelompok 5, setelah pengetsaan dilanjutkan aplikasi CHX 2% (Consepsis, Ultradent) dan dikeringkan dengan semprotan angin ringan. Dilanjutkan dengan aplikasi bonding (PQ1, Ultradent) dan penyinaran 10 detik. Aplikasi resin komposit (Amelogen Plus, Ultradent) dan penyinaran selama 20 detik Rendam dalam saliva buatan dan simpan dalam inkubator selama 24 jam dengan suhu 37⁰C, kemudian rendam lagi dalam NaOCl 10% selama 1 jam. Setelah itu, diuji kekuatan ikat geser dan uji SEM. .
- Pada kelompok 6, setelah pengetsaan dilanjutkan aplikasi bonding mengandung CHX 0,2% (Peak Universal Bond, Ultradent) dan penyinaran selama 10 detik. Aplikasi resin komposit (Amelogen Plus, Ultradent) dan penyinaran selama 20 detik Rendam dalam saliva buatan dan simpan dalam inkubator selama 24 jam dengan suhu 37⁰C, kemudian rendam lagi dalam NaOCl 10% selama 1 jam. Setelah itu, diuji kekuatan ikat geser dan uji SEM.

Tujuan dari perendaman spesimen dalam NaOCl 10% selama 1 jam untuk mempercepat terjadinya degradasi ikatan resin komposit-dentin sehingga menyerupai kondisi dalam mulut yang sudah lama. Larutan NaOCl pada air adalah agen deproteinisasi non-spesifik. Penelitian Yamauti dkk (2003) menggunakan metode tersebut, dan terbukti adanya penurunan kekuatan ikatan resin komposit-dentin dari 40 MPa menjadi 20 MPa.

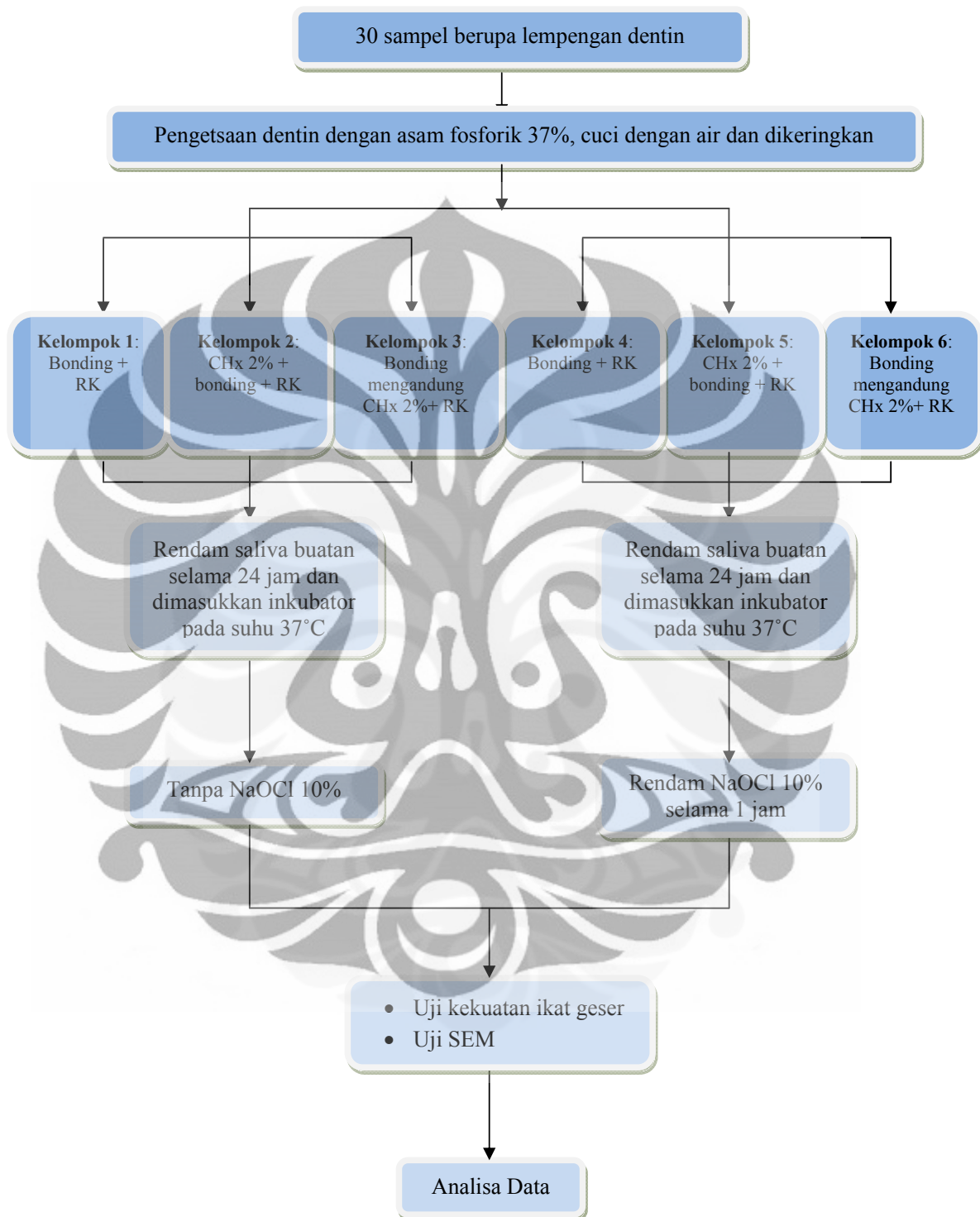
Cara pengujian kekuatan ikat geser dengan menggunakan Universal Testing Machine. Sampel diposisikan pada jig-nya dengan blade diposisikan berada 1 mm dari permukaan antara komposit dan dentin. *Cross head speed* dipasang pada 0,5 mm/menit.

Cara pengujian Scanning Electron Microscopy (SEM) dilakukan dengan sebelumnya sampel disimpan dahulu dalam desikator selama 24 jam, lapis emas selama 180 detik untuk kemudian dilihat kondisi lapisan hibrid pada sampel tersebut.

4.9 Pengolahan dan Analisis Data

Data dianalisis secara statistik dengan uji *Oneway ANOVA* dengan batas kemaknaan sebesar 5% dan ketentuan: bermakna $p \leq 0.05$ dan tidak bermakna $p > 0.05$. Untuk mengetahui hubungan kemaknaan antar kelompok dilakukan analisa *Post Hoc-Bonferroni*. Uji *Oneway ANOVA* dapat dilakukan apabila data memiliki distribusi normal dan homogen. Apabila data normal namun tidak homogen maka dilakukan Uji *Kruskal Wallis* dilanjutkan dengan analisa *Mann-Whitney*.

4.10 Alur Penelitian



Keterangan

CHx : Klorheksidin
 RK : Resin komposit
 NaOCl : Natrium Hipoklorit

BAB 5

HASIL PENELITIAN

Hasil uji kekuatan ikat geser dari 6 kelompok perlakuan secara diskriptif terlihat pada tabel 5.1. Nilai rata-rata kekuatan ikat geser pada kelompok bonding (kontrol) dan kelompok CHX + bonding setelah dilakukan perendaman dengan NaOCl 10% menunjukkan penurunan, sedangkan pada kelompok bonding mengandung CHX terjadi peningkatan. Apabila ketiga kelompok dibandingkan maka pada kelompok sebelum perendaman NaOCl 10%, nilai tertinggi ada pada kelompok bonding sedangkan pada kelompok sesudah perendaman NaOCl 10%, nilai tertinggi ada pada kelompok bonding mengandung CHX. Standar deviasi kekuatan ikat geser pada penelitian ini dihitung sebagai ukuran penyebaran nilai per kelompok. Sebaran data paling besar pada kelompok bonding tanpa perendaman NaOCl 10% yaitu 7.35 ± 3.61 (1.61-13.09), sedangkan sebaran data paling kecil pada kelompok CHX + bonding tanpa NaOCl 10% yaitu 1.75 ± 0.44 (1.06-2.44).

Tabel 5.1 Distribusi rata-rata (mean), SD dan CI kekuatan ikat geser setiap kelompok (MPa)

Perlakuan	Bonding			CHX + Bonding			Bonding mengandung CHX		
	Mean	SD	95% CI	Mean	SD	95% CI	Mean	SD	95% CI
Tanpa NaOCl 10%	7.35	3.61	1.61-13.09	1.75	0.44	1.06-2.44	5.34	2.32	1.65-9.03
Rendam NaOCl 10%	4.07	1.76	1.29-6.86	1.35	0.49	0.58-2.13	7.23	2.70	2.94-11.51

Uji hipotesis yang digunakan adalah uji parametrik *Oneway ANOVA*. Syarat penggunaan *Oneway ANOVA* yaitu data memiliki distribusi normal dan varian data homogen. Untuk mengetahui distribusi data tersebut normal pada jumlah sampel ≤ 50 maka dilakukan uji Shapiro-Wilk pada tiap kelompok data⁴³. Hasil uji normalitas data didapat nilai rata-rata $p=0.317$ (nilai signifikansi $p > 0.05$) maka distribusi data termasuk normal. Dari hasil uji homogenitas varian data diperoleh nilai $p = 0.000$ (nilai signifikansi $p > 0.05$) maka varian data

termasuk tidak homogen, oleh karena itu, maka dilakukan uji *Kruskal-Wallis*. Dari hasil uji *Kruskal-Wallis*, diperoleh nilai $p = 0.005$ (nilai signifikansi $p < 0.05$) berarti terdapat perbedaan bermakna kekuatan ikat geser resin komposit-dentin diantara kelompok bonding, kelompok CHX + bonding serta kelompok bonding mengandung CHX.

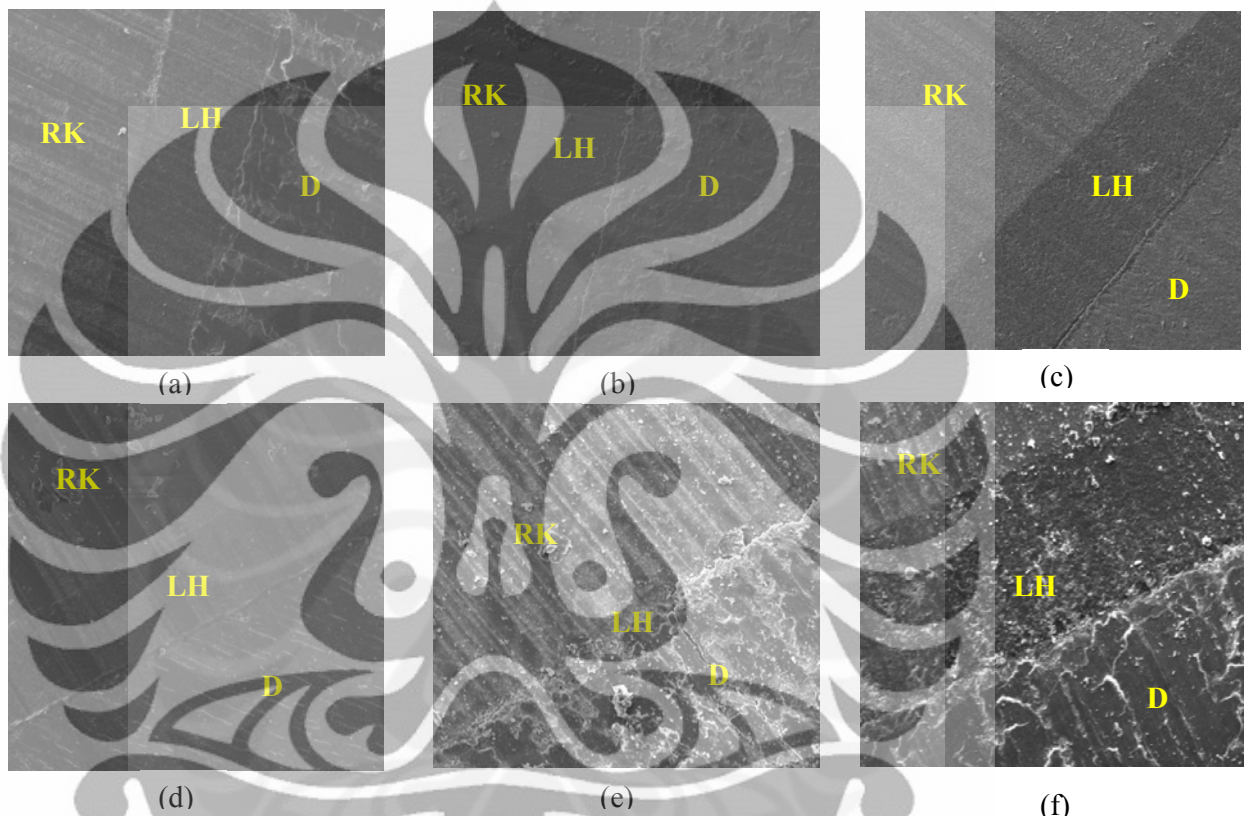
Untuk mengetahui ada tidaknya perbedaan bermakna antar kelompok, maka dilakukan uji *Mann-Whitney* tiap dua kelompok. Nilai kemaknaan $p < 0.05$.

Tabel 5.2 Nilai kemaknaan antar kelompok dengan uji *Mann-Whitney*

Nilai kemaknaan antar kelompok	<i>p</i>
Tanpa perendaman NaOCl 10% dan setelah perendaman NaOCl 10%	
• Bonding	0.248
• CHX + Bonding	0.248
• Bonding mengandung CHX	0.248
Tanpa perendaman NaOCl 10%	
• Bonding vs CHX + Bonding	0.021*
• Bonding vs Bonding mengandung CHX	0.386
• CHX + Bonding vs Bonding mengandung CHX	0.021*
Perendaman NaOCl 10%	
• Bonding vs CHX + Bonding	0.021*
• Bonding vs Bonding mengandung CHX	0.248
• CHX + Bonding vs Bonding mengandung CHX	0.021*

Dari rangkuman hasil uji *Mann-Whitney* pada tabel 5.2 dapat dilihat adanya perbedaan bermakna diantara kelompok bonding terhadap kelompok CHX + bonding ($p=0.021$), kelompok CHX + bonding terhadap kelompok bonding mengandung CHX ($p=0.021$), kelompok bonding yang direndam dalam NaOCl 10% terhadap kelompok CHX + bonding yang direndam dalam NaOCl 10% ($p=0.021$), dan antara kelompok CHX + bonding yang direndam dalam NaOCl 10% terhadap kelompok bonding mengandung CHX yang direndam dalam NaOCl 10% ($p = 0.021$).

Satu buah sampel dari tiap kelompok diambil untuk pemeriksaan SEM. Dari hasil SEM, sebagaimana yang terlihat pada Gambar 5.1(a)-(f), terlihat lapisan hibrid paling tipis pada kelompok CHX + bonding baik pada saat sebelum perendaman NaOCl 10% maupun setelahnya.



Gambar 5.1 Gambaran SEM pada setiap kelompok dengan pembesaran 200x

- Ikatan resin komposit-dentin dengan bonding. Terlihat adanya lapisan hibrid (LH) diantara resin komposit (RK) dan dentin (D).
- Ikatan resin komposit-dentin dengan CHX + bonding. Terlihat adanya lapisan hibrid (LH) diantara resin komposit (RK) dan dentin (D).
- Ikatan resin komposit-dentin dengan bonding mengandung CHX. Terlihat adanya lapisan hibrid (LH) diantara resin komposit (RK) dan dentin (D).
- Ikatan resin komposit-dentin dengan bonding setelah aplikasi NaOCl 10%. Terlihat adanya lapisan hibrid (LH) diantara resin komposit (RK) dan dentin (D) yang mengalami degradasi.
- Ikatan resin komposit-dentin dengan CHX + bonding setelah aplikasi NaOCl 10%. Terlihat adanya lapisan hibrid (LH) diantara resin komposit (RK) dan dentin (D) yang mengalami degradasi.
- Ikatan resin komposit-dentin dengan bonding mengandung CHX setelah aplikasi NaOCl 10%. Terlihat adanya lapisan hibrid (LH) diantara resin komposit (RK) dan dentin (D) yang masih utuh

BAB 6

PEMBAHASAN

Restorasi gigi di dalam rongga mulut mengalami degradasi karena penggunaan terus menerus dalam kurun waktu yang cukup panjang. Terjadinya degradasi disebabkan adanya berbagai macam iritan fisiologis yang selalu terjadi didalam rongga mulut yaitu iritan mekanis dan khemis. Selain itu faktor intrinsik yang terdapat didalam gigi juga akan berpengaruh terhadap terjadinya degradasi kekuatan ikat restorasi. Dentin terdiri dari kurang lebih 70% material inorganik dalam bentuk kristal hidroksiapatit, sedangkan material organik berupa kolagen mengisi 15-20%, protein non kolagen 1-2% dan sisanya 10-12% adalah air.^{20,21} Penelitian ini ditekankan pada ikatan resin komposit-dentin karena dentin sangat berbeda dengan email dari struktur dan komposisi mikroskopisnya.

Resin komposit adalah bahan restorasi gigi yang dapat berikatan dengan jaringan email dan dentin secara mikromekanikal melalui ikatan adesif. Ikatan resin komposit dengan dentin terbentuk melalui infiltrasi monomer resin komposit ke dalam dentin yang terdemineralisasi. Ikatan ini sangat kritis karena dipengaruhi kandungan air yang tinggi dan zat organik yang lebih banyak dari email.²⁰ Adanya enzim MMP pada dentin merupakan enzim endogen dari golongan endoproteinase yang mempunyai peranan terhadap degradasi komponen-komponen matriks ekstraseluler dentin, serta mempengaruhi ikatan antara resin komposit dengan dentin.⁵⁻⁷

Khlorheksidin (CHX) 2% telah banyak digunakan sebagai desinfektan kavitas sebelum penumpatan. Gendron dkk sejak tahun 1999 mulai memperkenalkan fungsi CHX sebagai inhibitor MMP spektrum luas.^{2,6,7} Singla (2011) menyatakan bahwa CHX dapat menginhibisi adesi bakteri ke dentin dengan menjadikan kalsium sebagai tempat retensi serta menjadikan dentin dibawah lapisan hibrid menjadi lebih tahan asam³⁴. Untuk mengoptimalkan fungsi CHX sebagai inhibitor MMP, Botelho (2005) menganjurkan aplikasi CHX setelah etsa asam serta sebelum aplikasi bonding pada tumpatan resin komposit.²⁷ Oleh karena terdapat beberapa metode aplikasi dan sediaan CHX, maka dalam

penelitian ini dilakukan perbandingan kekuatan ikat geser antara sediaan CHX 2% dan bonding terhadap bonding yang mengandung CHX 0.2%.

Untuk mengukur besar ikatan resin komposit-dentin pada tumpatan dapat dilakukan uji besar kekuatan ikat geser (*shear*) dan kekuatan ikat tarik (*tensile*) yang dimiliki tumpatan tersebut sebelum akhirnya fraktur. Penelitian ini bertujuan untuk melihat pengaruh CHX terhadap degradasi kekuatan ikat geser antara resin komposit dan dentin.

Terdapat beberapa metode untuk mengondisikan keadaan rongga mulut dalam kurun waktu yang panjang, pada penelitian ini metode yang dipilih adalah perendaman NaOCl 10% selama satu jam. Cara ini berdasarkan penelitian Yamauti (2003) yang menyatakan bahwa NaOCl 10% dapat digunakan sebagai agen deproteinisasi non-spesifik untuk mempercepat proses degradasi ikatan resin komposit-dentin⁴⁰. Natrium hipoklorit (NaOCl) 10% juga dapat menghilangkan matriks organik pada substrat dentin terutama protein didalam fibril kolagen. Efek NaOCl ini lebih jelas terlihat pada jenis bahan adesif *total etch*^{39,44,45}.

Pada tabel 5.1 dapat dilihat bahwa terjadi penurunan kekuatan ikat geser kelompok bonding setelah perendaman NaOCl 10%, dari 7.35 MPa menjadi 4.07 MPa, sebaliknya pada kelompok bonding mengandung CHX setelah perendaman NaOCl 10% justru terjadi peningkatan kekuatan ikat geser dari 5.34 MPa menjadi 7.23 MPa. Artinya, penambahan CHX berpengaruh terhadap ikatan antara resin komposit dengan dentin. Hal ini sesuai dengan pernyataan Carrilho (2007) bahwa ikatan resin komposit-dentin pada restorasi komposit yang diberikan aplikasi CHX 60 detik, 14 bulan kemudian memiliki kekuatan ikat dan struktur morfologi serupa dengan spesimen yang disimpan 24 jam⁷.

Pada tabel 5.2, nilai bermakna antara kelompok bonding terhadap CHX dan bonding baik sebelum maupun setelah perendaman NaOCl 10% ($p=0.021$) telah membuktikan hipotesis pertama yaitu CHX yang diaplikasikan pada dentin berpengaruh terhadap kekuatan ikat resin komposit-dentin. Hasil ini berbeda dengan Sabatini (2012) yang menyatakan bahwa CHX, baik dalam sediaan CHX 2% maupun bonding mengandung CHX 0.2%, keduanya tidak menunjukkan perbedaan kekuatan ikat geser bermakna bila dibandingkan dengan kelompok kontrol tanpa CHX setelah periode 24 jam, terjadi karena penelitian Sabatini tidak

melakukan perendaman dengan NaOCl 10%. Dengan demikian, pengaruh CHX terhadap kekuatan ikat resin komposit-dentin terlihat pada penelitian ini.

Secara statistik, kelompok bonding mengandung CHX sebelum perendaman NaOCl 10% dibanding kelompok bonding mengandung CHX setelah perendaman NaOCl 10% tidak ada perbedaan bermakna dengan nilai $p=0.248$. Namun, setelah perendaman NaOCl 10% nilai kekuatan ikat geser meningkat dari 5.34 MPa menjadi 7.23 MPa. Walaupun secara statistik tidak ada perbedaan bermakna tetapi secara substansi terdapat perbedaan kekuatan ikat geser karena ada peningkatan nilai kekuatan ikat geser pada kelompok bonding mengandung CHX, sehingga hipotesa kedua terbukti yaitu CHX dapat menghambat degradasi ikatan resin komposit-dentin.

Pada perbandingan kelompok CHX + bonding dengan kelompok bonding yang mengandung CHX setelah perendaman NaOCl 10% terdapat perbedaan bermakna kekuatan ikat geser resin komposit-dentin dengan nilai $p=0.021$. Dengan demikian, hipotesa ketiga terbukti, yaitu metode aplikasi bonding mengandung CHX lebih efektif daripada metode CHX + bonding. Hal ini dikarenakan CHX berbentuk cairan kurang dapat dikontrol flowabilitasnya sehingga menyulitkan saat aplikasi ke dentin dan ikatannya menjadi tidak optimal. Hal ini ditunjang dengan pemeriksaan SEM, sebagaimana yang terlihat pada Gambar 5.1 (b) dan (e), juga menunjukkan bahwa lapisan hibrid paling tipis terdapat pada kelompok CHX + bonding, baik sebelum perendaman NaOCl 10% maupun setelahnya. Hasil uji kekuatan ikat geser dan gambaran SEM ini semakin memperkuat pernyataan Carvalho yang menyatakan bahwa kegagalan ikatan pada aplikasi CHX mungkin disebabkan oleh degradasi hidrolitik pada polimer resin komposit, bukan pada serat kolagen yang merupakan kegagalan kohesif antara komposit atau lapisan adesif. Apabila tanpa CHX maka kegagalan ikatan lebih banyak terjadi di bawah lapisan hibrid, yang disebabkan oleh hidrolisis serat-serat kolagen⁷.

BAB 7

KESIMPULAN DAN SARAN

7.1 Kesimpulan Penelitian

- Klorheksidin yang diaplikasikan pada permukaan dentin terbukti dapat meningkatkan kekuatan ikat geser resin komposit-dentin.
- Klorheksidin yang diaplikasikan pada permukaan dentin terbukti dapat menghambat degradasi kekuatan ikat geser resin komposit-dentin.
- Metode aplikasi bonding mengandung klorheksidin pada permukaan dentin terbukti lebih efektif daripada metode aplikasi klorheksidin dan bonding dalam meningkatkan kekuatan ikat geser resin komposit-dentin

7.2 Saran Penelitian

- Perlu adanya penelitian lebih lanjut mengenai efektivitas dan daya tahan bonding mengandung CHX dalam meningkatkan kekuatan ikat geser resin komposit-dentin

DAFTAR PUSTAKA

1. Mai S, Gu LS, Ling JQ. Current Methods for Preventing Degradation of Resin-Dentin Bonds. *Hong Kong Dent J.* 2009; 6: 83-92
2. Pashley DH, Tay FR, Imazato S. How to Increase the Durability of Resin-Dentin Bonds. *Compendium of Continuing Education in Dentistry.* 2011; 32(7).
<http://www.dentalaegis.com/cced/2011/09/how-to-increase-the-durability-of-resin-dentin-bonds>.
3. Kostoryz EL, Dharmala K, Ye Q, Wang Y, Huber J, Park JG, Snider G, Katz JL, Spencer P. Enzymatic Biodegradation of HEMA/BisGMA Adhesive Formulated with Different Water Content. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009; 88(2): 394-401.
4. Patil R. *Esthetic Dentistry, An Artist's Science.* Mumbai, 2002; 7: 95-98
5. Dundar M, Ozcan M, Cornlekoglu ME, Sen BH. Nanoleakage Inhibition Within Hybrid Layer Using New Protective Chemicals and Their Effect on Adhesion. *J Dent Res.* 2011; 90(1): 93-98.
6. Helvey GA. Degradation of Dentin Bond Strengths – The Science Behind Restorative Long-term Success and Bonding Agents. *Inside Dental Technology.* 2012; 3.
<http://www.dentalaegis.com/idt/2012/01/degradation-of-dentin-bond-strengths>.
7. Carrilho MR, Carvalho RM, De Goes MF, Hipolito V, Geraldini S, Tay FR, Pashley DH, Tjaderjane L. Chlorhexidine Preserves Dentin Bond in Vitro. *J Dent Res.* 2007; 86(1): 90-94
8. Zou Y, Jessop JLP, Armstrong SR. In-vitro Enzymatic Biodegradation of Adhesive Resin in the Hybrid Layer. *J Biomed Mater Res A.* 2010; 94(1): 187-192.
9. Kaplowitz GJ, Cortell M. Chlorhexidine: A Multifunctional Antimicrobial Drug. *RDH,* 2007; 27:1-7.
10. Boksman L, Tousignant G. Adhesives: Newer Is Not Always Better Part 2. *Inside Dentistry.* 2012; 70-71.

11. Borges F, De Melo M. Antimicrobial Effect of Chlorhexidine Digluconate in Dentin: In Vitro and In Situ Study. *J Conservative Dent.* 2012; 15(1):22-25.
12. Hebling J, Pashley D. Chlorhexidine Arrests Subclinical Degradation of Dentin Hybrid Layers In Vivo. *J Dent Res.* 2005; 84(8):741-745.
13. Carrilho MR, Geraldeli S, Tay FR, De Goes MF, Carvalho RM. In Vivo Preservation of the Hybrid Layer by Chlorhexidine. *J Dent Res.* 2007; 86(6):529-533.
14. De Munck J, Van Den Steen PE. Inhibition of Enzymatic Degradation of Adhesive-Dentin Interfaces. *J Dent Res* 2009; 88(12):1101-1106.
15. Sabatini C. Effect of Chlorhexidine-Containing Adhesives on Early Dentin Shear Bond Strength
<http://iadr.confex.com/iadr/2012tampa/webprogram/Paper157276.html>
16. Ultradent Products Inc. *Consepsis & Consepsis V: Chlorhexidine Antibacterial Solution.* Utah: USA. 2006
17. Ultradent Products Inc. *Peak Universal Bond and Peak SE.* Utah: USA. 2011
18. Rahmayanti A. Beberapa Cara dalam Menghambat Degradasi Ikatan Resin Dentin oleh Matriks Metalloproteinase. Jakarta: Departemen Konservasi Gigi FKGUI. 2008
19. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In Vitro Degradation of Resin-bonding Bonds Analyzed by Microtensile Bond Test, Scanning and Transmission Electron Microscopy. *Biomaterials.* 2003; 24: 3795-3803.
20. Mount, GJ. *Preservation and Restoration of Tooth Structure.* 2nd ed. Queensland: Knowledge Books. 2005. 1-7, 200-207.
21. Tronstad, L. *Clinical Endodontology: A Textbook.* 2nd ed. Stuttgart: Thieme. 2003. 1-5
22. Swift EJ. Dentin/Enamel Adhesives: Review of the Literature. *J Pediatric Dentistry.* 2002; 24: 456-459.
23. Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surface. *J Dent Res.* 1955; 34: 849-853.

24. Hashimoto M, Nagano F, Endo K, Ohno H. A review: Biodegradation of Resin-Dentin Bonds. *Japanese Dental Science Review*. 2011; 47: 5-12.
25. Hewlett ER. Resin Adhesion to Enamel and Dentin: A Review. *CDA Journal*. 2003. <http://www.cda.org>
26. Demarco FF, Turbino ML, Matson E. Tensile Bond Strength of Two Dentin Adhesive Systems. *Braz Dent J*. 1998; 9(1): 11-18.
27. Ward DH. Using Resin-Modified Glass Ionomer Liners and Bases to Effectively Reduce Postoperative Sensitivity Under Direct Composite Restorations. *Inside Dentistry*. 2006; 2(3):1-8.
28. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In Vivo Degradation of Resin-Dentin Bonds in Humans Over 1 to 3 Years. *J Dent Res*. 2000;79(6):1385-1391.
29. Sano H. Microtensile Testing, Nanoleakage, and Biodegradation of Resin-Dentin Bonds. *J Dent Res*. 2006; 85(1):11-14.
30. Toledano M, Osorio R, Albaladejo A. Differential Effect of In Vitro Degradation on Resin-Dentin Bonds Produced by Self-Etch Versus Total-Etch Adhesives. *J Biomed Mater Res* 2006; 77A:128-135.
31. Tay FR, Water Movement Across Bonded Dentin- Too Much of A Good Thing. *J Appl Oral Sci* 2004; 12 (sp.issue): 12-25.
32. Reis A, Cardoso PC, Vieira LCC, Baratieri LN, Grande RHM, Loguercio AD. Effect of Prolonged Application Times on The Durability of Resin-Dentin Bonds. *Dental Material*. 2008; 24: 639-644.
33. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Yamauti M, Pashley D, Tay FR. Effect of Bacterial Collagenase on Resin-Dentin Bonds Degradation. http://iadr.confex.com/iadr/2007orleans/techprogram/abstract_89302.htm.
34. Manfro ARG, Reis A, Loguercio AD, Imparato JCP, Raggio DP. Effect of Chlorhexidine Concentration on the Bond Strength to Dentin in Primary Teeth. *Rev. Odonto.Cienc*. 2010;25(1):88-91.
35. Sharma V, Rampal P, Kumar S. Shear Bond Strength of Composite Resin to Dentin After Application of Cavity Disinfectants- SEM Study. *Contemporary Clinical Dent* 2011;2(3):155-158.

36. Singla M, Aggarwal V, Kumar N. Effect of Chlorhexidine Cavity Disinfection On Microleakage in Cavities Restored with Composite Using A Self-Etching Single Bottle Adhesive. *J Conservative Dent*. 2011; 14(4):374-376.
37. Macedo GV, Yamauchi M, Bedran-Russo AK. Effects of Chemical Cross-Linkers on Caries-Affected Dentin Bonding. *J Dent Res*. 2009; 88(12):1096-1100.
38. Prabahakar AR, Bedi S. Effect of Glutaraldehyde and Ferric Sulfate on Shear Bond Strength of Adhesives to Primary Dentin. *J Indian Soc Pedod Prevent Dent*. 2008;S108-S113
39. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *J Dent Research*. 2005;84(2):118-129
40. Yamauti M, Hashimoto M, Sano H, Ohno H, Carvalho RM, Kaga M. Degradation of Resin-Dentin Bonds Using NaOCl Storage. *Dental Materials*. 2003. 19:399-405
41. Estrela C, Estrela C, Barbin E, Spano JC. Mechanism of Action of Sodium Hypochlorite. *Braz Dent J*. 2002. 13(2):113-117
42. Chaharom MEE, Kahnamolli MA, Kimyai S. Effect of Sodium Hypochlorite on the Shear Bond Strength of Fifth and Seventh Generation Adhesives to Coronal Dentin. *African J of Biotech*. 2011. 10(59):12697-12701.
43. Sopiudin D. Statistik untuk Kedokteran dan Kesehatan. Jakarta, 2009: 45-57
44. Amaral FL. Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. 2007. *J Esthet Restor Dent* 19:340-354
45. Monticelli F, Toledano M. Sealing Effectiveness of Etch-and-Rinse vs Self-Etch Adhesives After Water Aging: Influence of Acid Etching and NaOCl Dentin Pretreatment. 2008. *J Adhes Dent* 10:183-188.

Lampiran 1

Descriptives

PERLAKUAN_1			Statistic	Std. Error
SHEAR_BOND_ KONTROL TANPA NAOCL STRENGTH1	Mean		7.3475	1.80333
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	1.6085	
		Upper Bound	13.0865	
	5% Trimmed Mean		7.3783	
	Median		7.6250	
	Variance		13.008	
	Std. Deviation		3.60665	
	Minimum		3.60	
	Maximum		10.54	
	Range		6.94	
	Interquartile Range		6.56	
	Skewness		-.112	1.014
	Kurtosis		-5.325	2.619
KONTROL DGN NAOCL	Mean		4.0725	.87532
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	1.2868	
		Upper Bound	6.8582	
	5% Trimmed Mean		4.0783	
	Median		4.1250	
	Variance		3.065	
	Std. Deviation		1.75065	
	Minimum		2.36	
	Maximum		5.68	
	Range		3.32	
	Interquartile Range		3.17	
	Skewness		-.036	1.014
	Kurtosis		-5.664	2.619
CONSEPSIS TANPA NAOCL	Mean		1.7525	.21742
	95% Confidence Interval for Lower Bound		1.0606	

	Mean	Upper Bound	2.4444	
	5% Trimmed Mean		1.7583	
	Median		1.8050	
	Variance		.189	
	Std. Deviation		.43485	
	Minimum		1.25	
	Maximum		2.15	
	Range		.90	
	Interquartile Range		.81	
	Skewness		-.324	1.014
	Kurtosis		-3.928	2.619
CONSEPSIS DGN NAOCL	Mean		1.3550	.24312
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	.5813	
		Upper Bound	2.1287	
	5% Trimmed Mean		1.3556	
	Median		1.3600	
	Variance		.236	
	Std. Deviation		.48624	
	Minimum		.90	
	Maximum		1.80	
	Range		.90	
	Interquartile Range		.87	
	Skewness		-.009	1.014
	Kurtosis		-5.844	2.619
PEAK TANPA NAOCL	Mean		5.3375	1.15856
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	1.6505	
		Upper Bound	9.0245	
	5% Trimmed Mean		5.2950	
	Median		4.9550	
	Variance		5.369	
	Std. Deviation		2.31712	

	Minimum		3.05	
	Maximum		8.39	
	Range		5.34	
	Interquartile Range		4.40	
	Skewness		.799	1.014
	Kurtosis		-.069	2.619
PEAK DGN NAOCL	Mean		7.2250	1.34710
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	2.9379	
		Upper Bound	11.5121	
	5% Trimmed Mean		7.2039	
	Median		7.0350	
	Variance		7.259	
	Std. Deviation		2.69420	
	Minimum		4.64	
	Maximum		10.19	
	Range		5.55	
	Interquartile Range		5.05	
	Skewness		.178	1.014
	Kurtosis		-4.472	2.619

Lampiran 2

Test of Homogeneity of Variances

SHEAR_BOND_STRENGTH1

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
12.792	5	18	.000

Tests of Normality

PERLAKUAN_1	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
SHEAR_BOND_S KONTROL TANPA NAOCL TRENTH1	.296	4	.	.824	4	.152
KONTROL DGN NAOCL	.289	4	.	.812	4	.126
CONSEPSIS TANPA NAOCL	.274	4	.	.889	4	.377
CONSEPSIS DGN NAOCL	.292	4	.	.789	4	.085
PEAK TANPA NAOCL	.194	4	.	.961	4	.786
PEAK DGN NAOCL	.266	4	.	.890	4	.381

a. Lilliefors Significance Correction

Lampiran 3

Kruskal-Wallis Test

Ranks			
PERLAKUAN_1	N	Mean Rank	
SHEAR_BOND_STRENGTH 1	KONTROL TANPA NAOCL	4	18.50
	KONTROL DGN NAOCL	4	13.50
	CONSEPSIS TANPA NAOCL	4	5.50
	CONSEPSIS DGN NAOCL	4	3.50
	PEAK TANPA NAOCL	4	15.75
	PEAK DGN NAOCL	4	18.25
	Total	24	

Test Statistics ^{a,b}	
	SHEAR_BOND_ STRENGTH1
Chi-Square	16.850
df	5
Asymp. Sig.	.005

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable:

PERLAKUAN_1

Mann-Whitney Test

Ranks

PERLAKUAN_1	N	Mean Rank	Sum of Ranks
SHEAR_BOND_STRENGTH KONTROL TANPA NAOCL	4	5.50	22.00
1 KONTROL DGN NAOCL	4	3.50	14.00
Total	8		

Test Statistics^b

	SHEAR_BOND_STRENGTH1
Mann-Whitney U	4.000
Wilcoxon W	14.000
Z	-1.155
Asymp. Sig. (2-tailed)	.248
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.343 ^a

Ranks

PERLAKUAN_1	N	Mean Rank	Sum of Ranks
SHEAR_BOND_STRENGTH CONSEPSIS TANPA NAOCL	4	5.50	22.00
1 CONSEPSIS DGN NAOCL	4	3.50	14.00
Total	8		

Test Statistics^b

	SHEAR_BOND_STRENGTH1
Mann-Whitney U	4.000
Wilcoxon W	14.000
Z	-1.155
Asymp. Sig. (2-tailed)	.248
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.343 ^a

Ranks

PERLAKUAN_1	N	Mean Rank	Sum of Ranks
SHEAR_BOND_STRENGTH PEAK TANPA NAOCL 1	4	3.50	14.00
PEAK DGN NAOCL	4	5.50	22.00
Total	8		

Test Statistics^b

	SHEAR_BOND_STRENGTH1
Mann-Whitney U	4.000
Wilcoxon W	14.000
Z	-1.155
Asymp. Sig. (2-tailed)	.248
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.343 ^a

Ranks

PERLAKUAN_1	N	Mean Rank	Sum of Ranks
SHEAR_BOND_STRENGTH KONTROL TANPA NAOCL 1	4	6.50	26.00
CONSEPSIS TANPA NAOCL	4	2.50	10.00
Total	8		

Test Statistics^b

	SHEAR_BOND_STRENGTH1
Mann-Whitney U	.000
Wilcoxon W	10.000
Z	-2.309
Asymp. Sig. (2-tailed)	.021
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.029 ^a

Ranks

PERLAKUAN_1	N	Mean Rank	Sum of Ranks
SHEAR_BOND_STRENGTH KONTROL TANPA NAOCL	4	5.25	21.00
1 PEAK TANPA NAOCL	4	3.75	15.00
Total	8		

Test Statistics^b

	SHEAR_BOND_STRENGTH1
Mann-Whitney U	5.000
Wilcoxon W	15.000
Z	-.866
Asymp. Sig. (2-tailed)	.386
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.486 ^a

Ranks

PERLAKUAN_1	N	Mean Rank	Sum of Ranks
SHEAR_BOND_STRENGTH CONSEPSIS TANPA	4	2.50	10.00
1 NAOCL			
PEAK TANPA NAOCL	4	6.50	26.00
Total	8		

Test Statistics^b

	SHEAR_BOND_STRENGTH1
Mann-Whitney U	.000
Wilcoxon W	10.000
Z	-2.309
Asymp. Sig. (2-tailed)	.021
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.029 ^a

Ranks

PERLAKUAN_1	N	Mean Rank	Sum of Ranks
SHEAR_BOND_STRENGTH KONTROL DGN NAOCL	4	6.50	26.00
1 CONSEPSIS DGN NAOCL	4	2.50	10.00
Total	8		

Test Statistics^b

	SHEAR_BOND_STRENGTH1
Mann-Whitney U	.000
Wilcoxon W	10.000
Z	-2.309
Asymp. Sig. (2-tailed)	.021
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.029 ^a

Ranks

PERLAKUAN_1	N	Mean Rank	Sum of Ranks
SHEAR_BOND_STRENGTH KONTROL DGN NAOCL	4	3.50	14.00
1 PEAK DGN NAOCL	4	5.50	22.00
Total	8		

Test Statistics^b

	SHEAR_BOND_STRENGTH1
Mann-Whitney U	4.000
Wilcoxon W	14.000
Z	-1.155
Asymp. Sig. (2-tailed)	.248
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.343 ^a

Ranks

PERLAKUAN_1	N	Mean Rank	Sum of Ranks
SHEAR_BOND_STRENGTH CONSEPSIS DGN NAOCL	4	2.50	10.00
1 PEAK DGN NAOCL	4	6.50	26.00
Total	8		

Test Statistics^b

	SHEAR_BOND_STRENGTH1
Mann-Whitney U	.000
Wilcoxon W	10.000
Z	-2.309
Asymp. Sig. (2-tailed)	.021
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.029 ^a

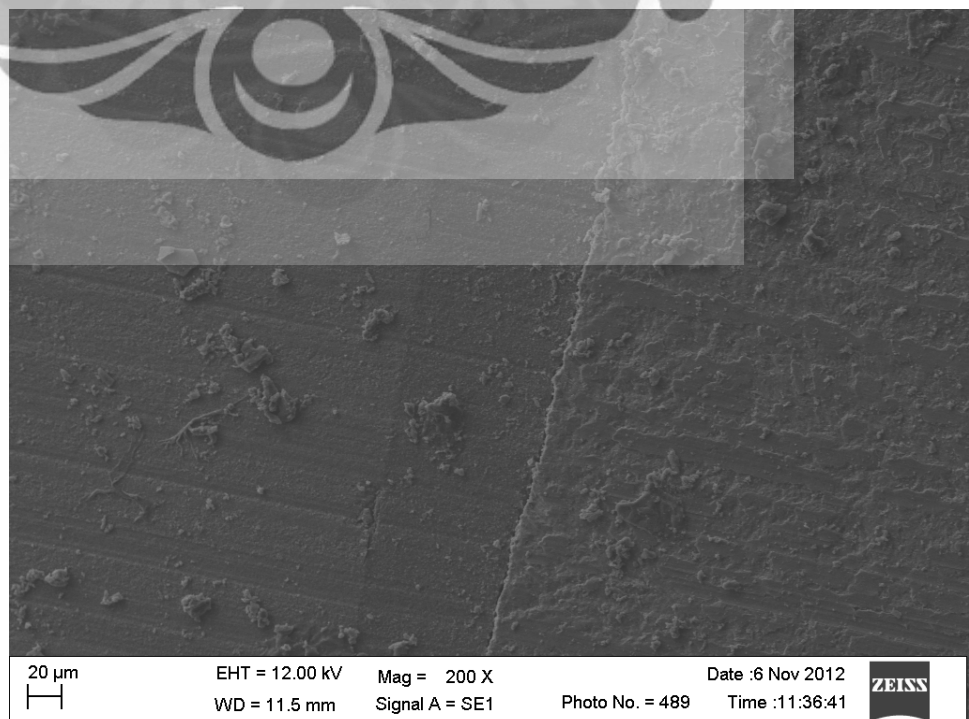
Lampiran 4

Gambaran SEM pada tiap kelompok

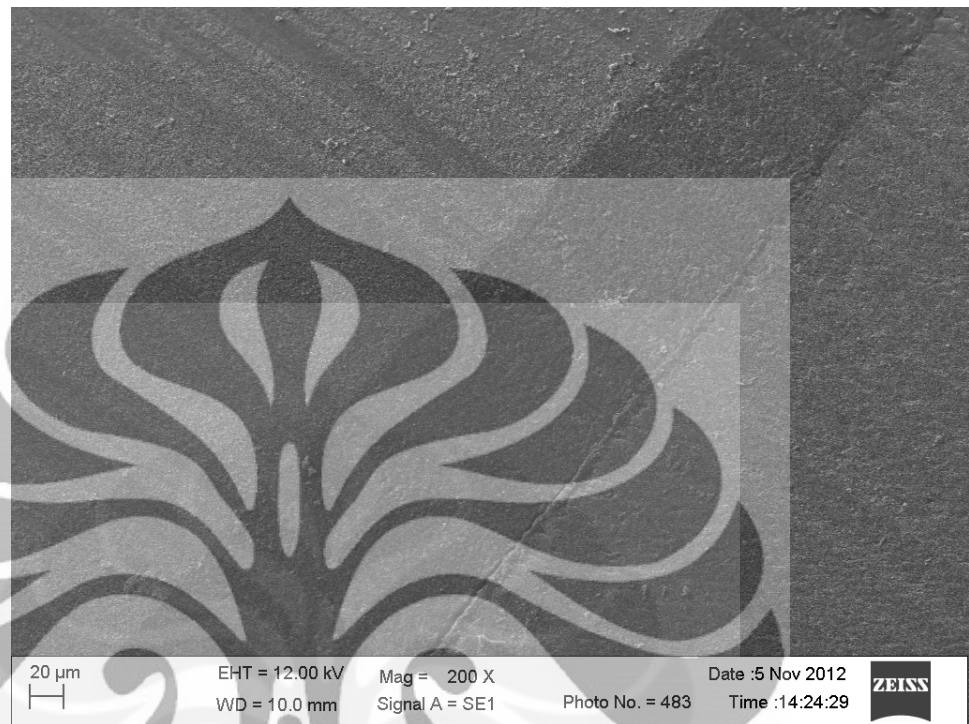
I. Bonding



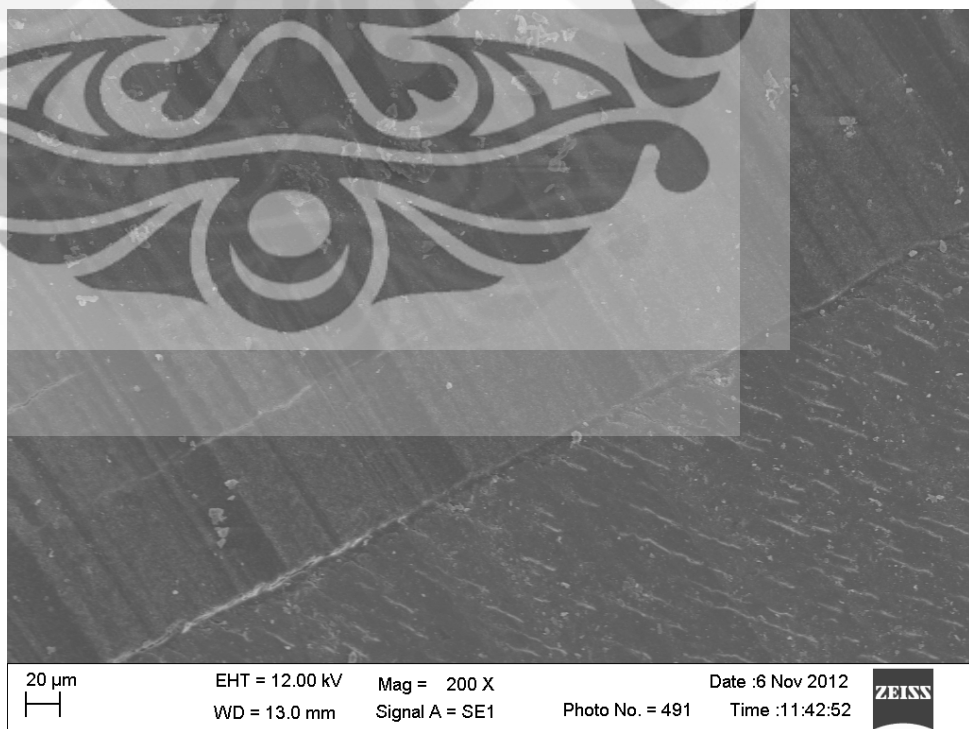
II. Klorheksidin 2% + Bonding



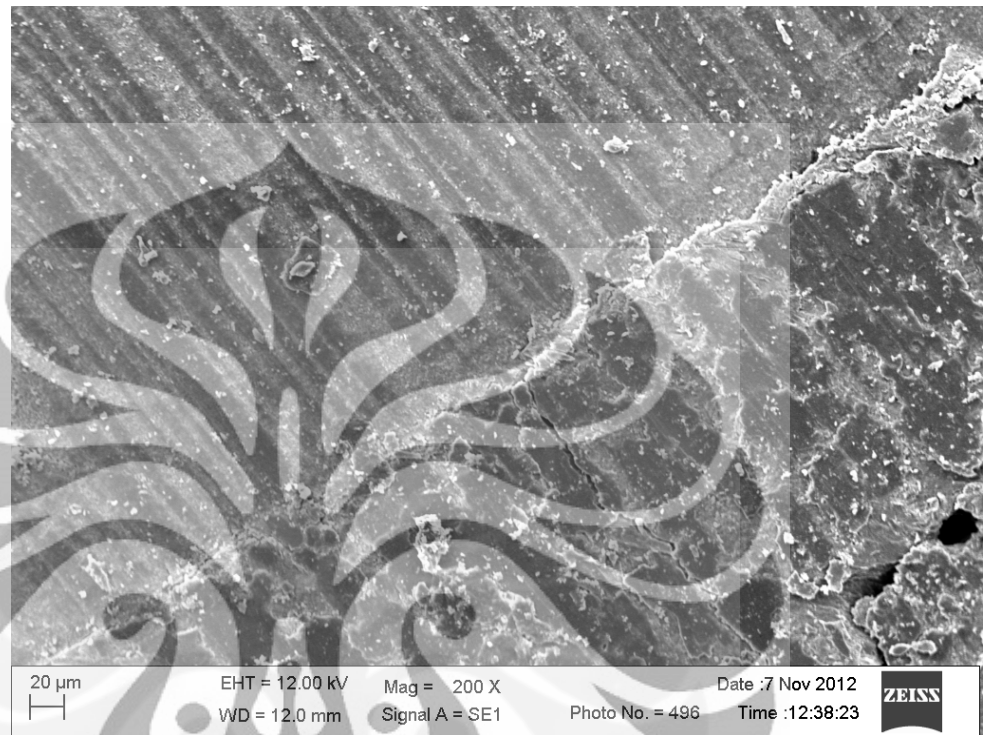
III. Bonding mengandung Klorheksidin 0.2%



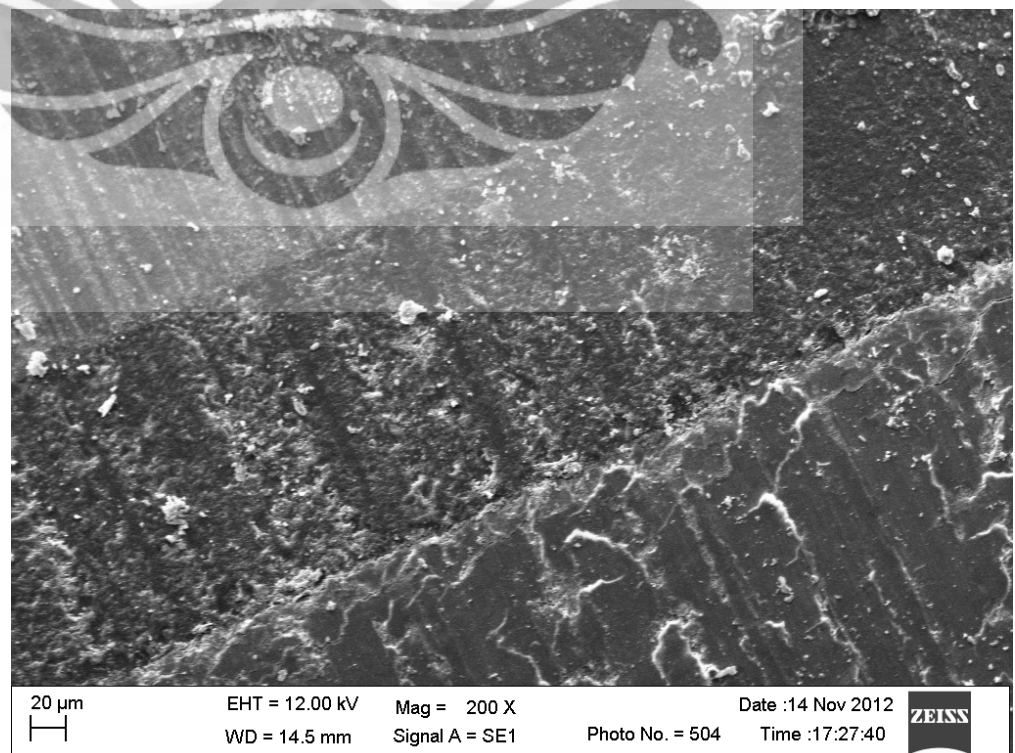
IV. Bonding, rendam NaOCl 10% selama 1 jam



V. Klorheksidin 2% + Bonding, rendam NaOCl 10% selama 1 jam



VI. Bonding mengandung Klorheksidin 0.2%, rendam NaOCl 10% selama 1 jam



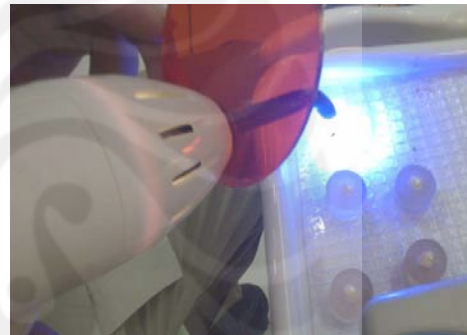
Lampiran 5 Tahapan Penelitian



Cetakan teflon, bahan restorasi, adhesif, klorheksidin dan microbrush



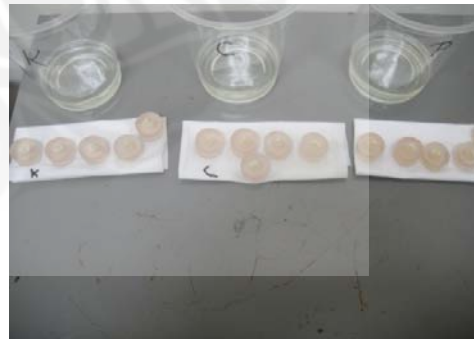
Pengetsaan asam fosforik 37%



Penyinaran dengan light-curing



Penyimpanan dalam inkubator selama 24 jam



Setelah perendaman NaOCI 10%



Pemasangan spesimen pada
Universal Testing Machine



Spesimen siap diuji kekuatan ikat
geser resin komposit-dentin



Pengujian kekuatan ikat geser
resin komposit-dentin



Pemeriksaan Scanning Electron
Microscope (SEM)