

DISERTASI

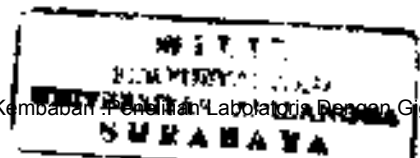
KEKUATAN PERLEKATAN ANTARA BAHAN BONDING HEMA DENGAN KOLAGEN DENTIN PADA BERBAGAI KELEMBABAN

PENELITIAN LABORATORIS DENGAN GIGI BOVINE



ADIORO SOETOJO

**PROGRAM PASCASARJANA
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA
2006**



**KEKUATAN PERLEKATAN ANTARA BAHAN
BONDING HEMA DENGAN KOLAGEN DENTIN
PADA BERBAGAI KELEMBABAN
PENELITIAN LABORATORIS DENGAN GIGI BOVINE**

DISERTASI

Untuk memperoleh Gelar Doktor
dalam Program Studi Ilmu Kedokteran
Pada Program Pascasarjana Universitas Airlangga
Telah dipertahankan di hadapan
Panitia Ujian Doktor Terbuka
Pada hari : Kamis
Tanggal : 28 Januari 2006
Pukul 10.⁰⁰ WIB

Oleh :

**ADIORO SOETOJO
NIM : 090214915 D**

Telah diuji pada Ujian Doktor Tertutup

Tanggal 19 Desember 2005

PANTIA PENGUJI DISERTASI

Ketua : 1. Prof. Dr. Bambang Soekardjo, SU, Apt

Anggota :

2. Prof. Dr. Ami Soewandi JS, Apt

3. Dr. Soetopo, drg., MSc., SpKG

4. Prof. Kuntoro, dr., MPH., Dr.PH

5. Prof. Dr. Ruslan Effendi, drg., MS., SpKG

6. Dr. Tutuk Budiati, dra., MS., Apt

7. Dr. Sherman Salim, drg., MS., SpPros

8. Dr. Widowati Siswomihardjo, drg., MS



**Ditetapkan dengan Surat Keputusan
Rektor Universitas Airlangga
Nomer : 9889 / J.03 / PP / 2005
Tanggal : 28 Desember 2005**

UCAPAN TERIMAKASIH

Dengan mengucapkan puji syukur kehadirat Allah SWT., maka saya dapat menyelesaikan pendidikan Program Doktor di Pascasarjana Universitas Airlangga. Telah banyak saya menemui kesulitan ataupun kendala pada waktu pendidikan serta pada saat melakukan penelitian, namun karena atas kemurahan dan atas petunjuknya maka akhirnya saya dapat berhasil menyelesaikan pendidikan tersebut.

Dari hati yang paling dalam saya ingin mengucapkan terimakasih dan penghargaan setinggi tingginya kepada Promotor Prof. Dr. Ami Soewandi JS, Apt yang telah memberi arahan dan bimbingan dengan penuh kesabaran hingga selesainya disertasi ini. Walaupun kesibukan beliau yang cukup tinggi, terutama beliau menjabat sebagai Rektor Universitas Widya Mandala Surabaya, namun beliau masih meluangkan waktu bagi saya.

Ucapan terimakasih yang mendalam serta penghargaan yang setinggi tingginya saya sampaikan juga kepada Ko-Promotor Dr. Soetopo, drg, MSc, SpKG yang dengan kesabaran telah memberi bimbingan dan petunjuk kepada saya. Telah banyak ilmu konservasi gigi yang beliau ajarkan kepada saya terutama tentang hal penelitian. Beliau adalah guru saya semenjak saya menjadi staf pengajar pada Divisi Ilmu Konservasi Gigi tahun 1978.

Terimakasih yang sebesar besarnya saya sampaikan kepada Pemerintah Republik Indonesia cq Menteri Pendidikan Nasional melalui Tim Manajemen Program Doktor yang telah memberikan bea-siswa sehingga dapat meringankan dan memperlancar penelitian saya.

Dengan terselesainya disertasi ini, perkenankan saya mengucapkan terimakasih kepada .

Rektor Universitas Airlangga Prof. Dr. Med Purulito dr, SpB, TKV, atas kesempatan dan ijin yang diberikan kepada saya untuk mengikuti pendidikan Program Doktor.

Direktur Program Pascasarjana Universitas Airlangga Prof Dr. Muli. Anten dr SpP(K) atas kesempatan yang diberikan kepada saya.

Prof. Dr. Mandojo Rukno, drg, MSc, SpKG selaku Ketua Program Studi Ilmu Kedokteran yang telah melaksanakan tugas dalam membantu proses kelancaran dalam pendidikan saya pada Program Doktor ini

Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Airlangga Prof. Dr. Moh. Rubianto, drg, MS, SpPerio yang telah memberi ijin dan kesempatan kepada saya untuk mengikuti pendidikan Program Doktor.

Kepala Bagian Konservasi Gigi Achmad Soedirman . drg, MS, SpKG dan mantan Kepala Bagian Konservasi Gigi Moh. Rulianto, drg, MS, SpKG yang telah memberi ijin dan kesempatan kepada saya untuk mengikuti Program Doktor.

Juga kepada (alm) Prof. R.M. Gardjito, drg, SpKG yang pada saat saya masuk menjadi staf pengajar beliau menjabat sebagai Kepala Divisi Ilmu Konservasi Gigi, saya ucapkan banyak terimakasih. Beliau lah yang mendidik saya supaya menjadi staf pengajar yang baik.

Terimakasih juga saya sampaikan kepada para pengajar pendidikan Program Doktor dan teman teman seangkatan pendidikan Program Doktor tahun 2002 / 2003

Terimakasih yang sebesar besarnya saya ucapkan kepada Prof. Kuntoro, dr, MPH, Dr. PH yang telah memberi masukan dan bimbingan analisis statistik hingga selesainya disertasi ini.

Tidak lupa ucapan terimakasih dan penghargaan kepada Dr. Tutuk Budiati, dra, MS, Apt yang telah memberi penjelasan khususnya tentang kimia organik dan juga sebagai dosen MKPD yang sangat berguna bagi disertasi saya ini.

Ucapan terimakasih saya sampaikan pula kepada Prof Dr. Bambang Sockardjo, drs, SU, Apt ; Prof. Kuntoro, dr., MPH, Dr.PH ; Prof Dr. Ruslan Effendi, drg, MS, SpKG , Dr. Widowati Stswomihardjo, drg, MS ; Dr. Sherman Salim, drg, MS, SpPros. yang telah memberi banyak masukan dan juga sebagai penguji saya.

Terimakasih sebesar besarnya saya sampaikan kepada Dr. R Darmawan Setijanto, drg, MKes yang telah membantu saya untuk menyelesaikan perhitungan analisis statistik bagi disertasi ini.

Terimakasih saya sampaikan kepada ketua Laboratorium Dasar Bersama Universitas Airlangga Dr. Mulja Hadi Santosa yang telah memberi ijin saya untuk menggunakan peralatan dan fasilitas di LDB UNAIR. Begitu pula terimakasih saya sampaikan kepada Aniek Setia Budiati, dra, Msi ; Toetik Aryani, dra, MS dan Edy Nusantoro, Ir, MS yang telah membantu saya menggunakan alat FTIR dan Autograph Shimadzu

Ucapan terimakasih saya sampaikan kepada Marcellino Rudyanto, drs, M.Si, PhD yang pada awal penelitian telah membantu saya untuk menggunakan alat Nuclear Magnetic Resonance (NMR)

Terimakasih saya ucapkan kepada Dr. I Ketut Suidiana, drs, Msi dan Tania Hanadi, dra, MS yang telah memberi penjelasan teori tentang SEM dan juga

memberi bantuan pada saat awal penelitian dengan SEM. Juga terimakasih untuk Sdri Ny. Endah Sujani dan Sdr Muchid sebagai tehnik SEM yang telah membantu mengerjakan pembuatan sampel penelitian.

Kepada Soemardi, Ir dari jurusan Fisika F-MIPA-UNAIR yang telah membantu saya dalam pengadaan alat tarik dan masukan masukan yang diberikan, saya ucapkan terimakasih banyak.

Terimakasih saya ucapkan kepada Sdr. Buchori dan Sdr. Darman dari Rumah Potong Hewan Pegirian Surabaya yang telah membantu saya untuk mengumpulkan gigi sapi.

Ucapan terimakasih juga saya sampaikan kepada teman sejawat di Bagian Konservasi Gigi atas pengertiannya selama saya mengikuti pendidikan Program Doktor maka dengan sendirinya beban tugas sehari-hari menjadi lebih berat.

Pada kesempatan yang berbahagia ini saya haturkan terimakasih setinggi tingginya dan penghargaan yang tak terhingga kepada almarhum ayah dan ibu.

Kepada (alm) ayahanda Prof. HM Soetojo, dr. yang telah meletakkan dasar pemahaman kepada saya, untuk selalu menggali dan mengembangkan ilmu pengetahuan. Beliau merupakan sosok guru panutan bagi kehidupan saya. Begitu pula kepada (alm) ibunda Hj. Koestya sebagai seorang ibu yang dengan penuh kasih sayang selalu memberi pendidikan sehari-hari kepada saya hingga akhir hayat beliau. Mudah mudahan Allah SWT membukakan pintu sorga bagi kedua orang tua saya. Amien.

Juga kepada istriku tercinta S. Darwienda, drg. yang telah mendampingi dengan setia serta selalu memberi dorongan moril kepada saya, hingga selesainya disertasi ini. Saya ucapkan terimakasih atas semuanya ini. Kepada kedua anaku

Pradiksa Adhiatsa dan Adinta Windia, papa doakan mudah mudahan kuliah kalian cepat selesai sehingga kalian dapat berguna bagi agama, nusa dan bangsa.

Kepada semua pihak yang tidak dapat saya sebutkan satu per satu, saya ucapkan terimakasih yang tak terhingga atas bantuannya

Akhir kata, sebagai manusia biasa tentu tidak luput dari kekurangan dan kekhilafan, untuk itu saya mohon maaf yang sebesar besarnya



RINGKASAN

KEKUATAN PERLEKATAN ANTARA BAHAN BONDING HEMA DENGAN KOLAGEN DENTIN PADA BERBAGAI KELEMBABAN PENELITIAN LABORATORIS DENGAN GIGI BOVINE

ADIORO SOETOJO

Bahan bonding HEMA (2-hidroksietil metakrilat) adalah resin yang menggabungkan bahan restorasi resin komposit dengan gigi, baik itu di enamel maupun di bagian dentin. HEMA merupakan derivat resin metakrilat serta mudah berpolimerisasi. Proses polimerisasinya diperoleh dengan menggunakan sinar tampak (*visible light*) yang berasal dari alat *light curing unit*.

Perlekatan HEMA dengan kolagen dentin dapat terjadi karena adanya interaksi kimia antara karbonil ester HEMA dengan gugus amino kolagen serta adanya retensi mekanis resin HEMA di dalam rongga jejaring (*network*) kolagen.

Secara kimia, perlekatan utama antara resin HEMA dengan kolagen dentin dibuktikan dengan banyaknya gugus karbonil HEMA yang berikatan dengan gugusan amino pada kolagen. Meskipun juga terdapat ikatan hidrogen dan interaksi gugus fungsi di antara kedua bahan tersebut.

Penelitian dengan F-T Raman menjelaskan, reaksi kimia antara HEMA dengan kolagen terjadi sebagai hasil adanya bentuk ikatan baru pada gugus fungsi ester HEMA. Bila ikatan baru telah terbentuk, misalnya antara C-N dan C-O pada gugus ester HEMA maka akan dihasilkan ikatan amida.

Penelitian dengan ^{13}C -NMR menunjukkan, kekuatan ikatan kimia antara HEMA dengan kolagen dentin ditentukan oleh jumlah metilen resin yang berikatan dengan kolagen kemudian adanya interaksi amida dan asam karboksilat pada molekul resin dan kolagen.

Menurut peneliti dan fabrikasi, pada tahapan pengeringan sesudah etsa asam dan pencucian dengan air, dianjurkan untuk tidak meninggalkan permukaan dentin terlalu kering ataupun terlalu basah. Hal ini mempunyai dampak, bila dentin terlalu kering, molekul air di sekitar fibril kolagen sedikit maka kolagen akan kolaps. Akibatnya resin HEMA tidak dapat berpenetrasi ke dalam rongga antar fibril. Pada kondisi seperti ini kolagen kurang permeabel terhadap resin sehingga HEMA sulit untuk berinteraksi dengan kolagen. Sebaliknya bila dentin terlalu basah, banyak molekul air di sekitar kolagen sehingga HEMA juga sulit untuk berikatan dengan kolagen, baik secara kimia ataupun secara mekanis. Jadi yang diperlukan ialah jumlah air yang optimal supaya dapat dihasilkan ikatan HEMA - kolagen secara maksimal. Jumlah air di sekitar kolagen erat hubungannya dengan kelembaban yang terjadi pada waktu proses pengeringan permukaan dentin.

Tujuan penelitian ini ialah membuktikan pengaruh kelembaban terhadap kekuatan perlekatan bahan resin HEMA dengan jaringan fibril kolagen dentin. Pembuktian berdasarkan penelitian secara kimia, penelitian kekuatan tarik antara HEMA - kolagen serta analisis mikroskopis terhadap perlekatan kedua substansi tersebut. Sebelumnya, dilakukan penelitian pendahuluan terhadap kadar air dalam dentin sehubungan dengan pengaruh kelembaban pada permukaan dentin gigi.

Sebagai variabel bebas, digunakan perlakuan dengan kelembaban 60%, 70%, 80%, 90% dan kelompok kontrol (65%). Pada kelompok perlakuan, sampel percobaan dimasukkan ke dalam desikator dan diatur kelembabannya, sedangkan kelompok kontrol dikerjakan di ruang penelitian (kelembaban 65%).

Hasil penelitian menunjukkan, ikatan kunia yang paling kuat antara resin HEMA dengan kolagen terjadi pada kelembaban 70%. Hal ini ditunjukkan dengan adanya puncak pita serapan karbonil HEMA yang paling kecil.

Nilai kekuatan tarik antara HEMA dengan kolagen yang maksimal diperoleh pada kelembaban 60%. Hasil kekuatan tarik ini lebih menggambarkan perlekatan HEMA kolagen secara mekanis. Sedangkan analisis gambaran mikroskopis dengan alat SEM memperlihatkan, kelembaban tidak berpengaruh terhadap ketebalan lapisan hibrid dentin maupun panjang tag resin. Secara statistik, ketebalan lapisan hibrid dentin dan panjang tag resin juga tidak berpengaruh terhadap kekuatannya.

Sebagai saran :

1. Perlu penelitian untuk menentukan teknik pengeringan sehingga dihasilkan kelembaban 60% pada permukaan dentin agar diperoleh kekuatan perlekatan antara dentin bonding (HEMA) dengan kolagen dentin secara maksimal.
2. Melakukan penelitian yang sama terhadap kekuatan perlekatan antara dentin bonding (HEMA) dengan kolagen dentin tetapi dengan bermacam pH larutan HEMA, konsentrasi HEMA, konsentrasi aseton dan suhu sehubungan dengan berbagai kelembaban di sekitar dentin.



ABSTRACT

BOND STRENGTH BETWEEN HEMA DENTINE BONDING AGENT WITH DENTINE COLLAGEN AT DIFFERENCE OF HUMIDITY LABORATORY RESEARCH WITH BOVINE TEETH

ADIORO SOETOJO

This research has the objective of testing the bond strength produced by HEMA bonding agent and dentine collagen in different humidity, eg. in 60%, 70%, 80% and 90% humidity. Control experiment was done in ambient humidity, that is 65%. The dentine that used in these experiments was bovine dentine. The bond strength was observed from three aspects : chemically, mechanically and microscopically. As preliminary experiment, the water content in dentine in different humidity were measured; it showed that the higher the humidity, the water content in dentine will increase.

Chemical bond that formed between HEMA and dentine collagen was carried out by mixing pure HEMA with bovine type-I collagen which has been stored in different humidity. The ester carbonyl group of HEMA will react with the amino group of collagen produced an amide bonding, which was observed by measuring the absorbance of IR spectrum of the ester carbonyl group of HEMA in KBr method. The decrease of the carbonyl group absorbance indicates the more chemical bonds that were formed. By measuring the absorbance of C=O ester in different humidity, it showed that the greatest number of chemical bonds resulted when the experiment was done in 70% humidity condition.

To find out the tensile strength brought about by HEMA bonding with dentine, the following experiment was done. The bovine dentine was grounded to give flat surface, which was then etched with 37% phosphoric acid in 15 seconds. Then the dentine was washed with 20 ml water and dried with blot dry technique. Subsequently the dentine was placed in a desiccator for one hour with different humidity, except the control group. Immediately after it was removed from desiccator, the dentine was covered with Voco bonding resin and put into tensile tool plunger. Self-cured acrylic resin was applied on this Voco layer, which was placed on opposite-plunger. After 24 hours, tensile strength was measured with Autograph instrument. The treatment in 60% humidity gave the greatest tensile strength. The treatment with higher humidity gave significantly smaller tensile strength ($p < 0.05$).

To know the thickness of hybrid layer and resin tags length, SEM was applied. A cavity in labial dentine was made with 5 mm diameter and 2 mm depth. The cavity was then etched with 37% phosphoric acid for 15 seconds, washed with 20 ml water and dried with blot dry technique. After the dentine was placed in desiccator with different humidity for one hour, it was filled with Voco bonding and self-cured acrylic resin respectively. Then the dentine was cut precisely in the middle of cavity with hammer and chisel. Based on the statistical analysis, it showed that humidity and bond strength between HEMA resin and dentine had no effect on hybrid layer and resin tags length.

Keywords : humidity, HEMA, FTIR, blot dry technique, dentine hybrid, type-I dentine collagen

DAFTAR ISI

	Halaman
Sampul Dalam	i
Lembar Pengesahan	ii
Penetapan Panitia Pengaji	iii
Ucapan terima kasih	v
Ringkasan	x
Abstract	xii
Daftar isi	xiii
Daftar Gambar	xvii
Daftar Tabel	xix
Daftar Singkatan dan Istilah	xx
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang Masalah	1
1.2 Rumusan Masalah	7
1.3 Tujuan Penelitian	8
1.4 Manfaat	8
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	10
2.1 Prinsip Adhesi dan Struktur Bahan	10
2.1.1 Ikatan primer antar atom	10
A. Ikatan ionik	10
B. Ikatan kovalen	11
C. Ikatan metalik	12
2.1.2 Ikatan sekunder antar atom	12
A. Ikatan hidrogen	13
B. Gaya Vander Waals	14
2.1.3 Adhesi dan Perlekatan	14
A. Energi Permukaan	15
B. Pembasahan (Wetting)	16

C. Sudut Kontak Pembasahan	17
2.1.4 Perlekatan Pada Struktur Gigi	18
2.2 Dentin Sebagai Media Perlekatan	18
2.2.1 Kadar air dalam dentin	27
2.3 Bahan Dentin Bonding	29
2.3.1 HEMA sebagai bahan dasar dentin bonding	32
2.3.2 Interaksi kimia antara HEMA dengan kolagen dentin.....	36
2.4 Etasa Asam	39
2.5 Gigi Sapi (Gigi Bovine)	41
2.6 Fourier Transform Infrared Spectroscopy	43
2.7 Biokompatibilitas resin HEMA	46
BAB 3 KERANGKA KONSEPTUAL DAN HIPOTESIS PENELITIAN	48
3.1 Kerangka Konseptual Penelitian	48
3.2 Penjelasan Kerangka Konseptual	49
3.3 Hipotesis Penelitian	53
BAB 4 METODE PENELITIAN	54
4.1 Jenis Penelitian	54
4.2 Materi Penelitian dan Unit Analisis	54
4.2.1 Teknik Pengambilan Materi	55
4.2.2 Besar Materi Penelitian	56
4.3 Variabel Penelitian	56
4.4 Batasan Operasional Penelitian	57
4.4.1 Kelembaban (kehasahan)	57
4.4.2 Kadar air dalam dentin	57
4.4.3 Etasa asam / kondisioner	57
4.4.4 Pengeringan	58
4.4.5 Pengukuran ikatan kimia antara kolagen dengan HEMA	58
4.4.6 Perlekatan fisik mekanis	58
4.4.7 Pemeriksaan permukaan dentin	58
4.5 Bahan dan Instrumen	59

4.5.1 Bahan bahan untuk tahapan aplikasi resin HEMA	59
4.5.2 Instrumen Penelitian	59
4.5.3 Tata kerja Penelitian	60
4.6 Alur Penelitian	72
BAB 5 ANALISIS DAN HASIL PENELITIAN	73
5.1 Diskripsi Data Penelitian	73
5.2 Hasil Penelitian Kadar air Dentin	74
5.3 Hasil Pengukuran Ikatan Kimia	77
5.4 Hasil Pengukuran Kekuatan Tarik	90
5.5 Hasil Pemeriksaan SEM	94
5.5.1 Hasil pengukuran tebal lapisan hibrid	94
5.5.2 Hasil pengukuran panjang tag resin	97
BAB 6 PEMBAHASAN	104
6.1 Pembahasan Tentang Kadar Air Dentin	104
6.2 Pembahasan Penelitian Secara Kimia	106
6.3 Pembahasan Kekuatan Tarik	109
6.4 Pembahasan Gambaran SEM	116
6.5 Hasil Temuan Baru	121
BAB 7 SIMPULAN DAN SARAN	122
7.1 Simpulan	122
7.2 Saran	123
DAFTAR PUSTAKA	124
Lampiran 1 : hasil perhitungan kadar air dalam dentin	131
Lampiran 2 : hasil perhitungan secara kimia	135
Lampiran 3 . hasil perhitungan kekuatan tarik	139
Lampiran 4 . hasil analisis SEM tebal lapisan hibrid.....	143
Lampiran 5 : hasil analisis SEM panjang tag resin	146
Lampiran 6 : Kekuatan perlekatan resin bonding (HEMA) pada kolagen	

yang kolaps 150



DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2.1 Ikatan primer antar-atom	12
Gambar 2.2 Ikatan sekunder antar-atom	13
Gambar 2.3 Pembasahan Permukaan Bahan (Solid)	17
Gambar 2.4 Perubahan matriks dentin selama bonding	26
Gambar 2.5 Struktur molekul HEMA	33
Gambar 2.6 Struktur molekul metil metakrilat	33
Gambar 2.7 Reaksi antara HEMA dengan kolagen	37
Gambar 2.8 Grafik hubungan antara kekuatan tarik dengan pH larutan HEMA	38
Gambar 3.1 Kerangka Konseptual Penelitian	48
Gambar 4.1 Penelitian kadar air dentin	61
Gambar 4.2 Puncak pita serapan karbonil HEMA	65
Gambar 4.3 diagram gabungan bagian-bagian adhesi	66
Gambar 4.4 Bagian gabungan dari kuningan	68
Gambar 4.5 Skema tag resin dalam tubuli dentin	71
Gambar 4.6 Alur Penelitian	72
Gambar 5.1 Histogram menunjukkan kadar air dentin	75
Gambar 5.2 Histogram puncak pita serapan (C=O) HEMA	79
Gambar 5.3 Spektrum i.r HEMA murni (sampel 1)	81
Gambar 5.4 Spektrum i.r HEMA murni (sampel 2)	82
Gambar 5.5 Spektrum i.r HEMA murni (sampel 3)	82
Gambar 5.6 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 60% (sampel 1)	83
Gambar 5.7 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 60% (sampel 2)	83
Gambar 5.8 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 60% (sampel 3)	84
Gambar 5.9 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 70%, (sampel 1)	84
Gambar 5.10 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 70% (sampel 2)	85
Gambar 5.11 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 70% (sampel 3)	85
Gambar 5.12 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 80% (sampel 1)	86
Gambar 5.13 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 80% (sampel 2)	86

Gambar 5.14 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 80% (sampel 3)	87
Gambar 5.15 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 90% (sampel 1)	87
Gambar 5.16 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 90% (sampel 2)	88
Gambar 5.17 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 90% (sampel 3)	88
Gambar 5.18 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 65% (sampel 1)	89
Gambar 5.19 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 65% (sampel 2)	89
Gambar 5.20 Spektrum i.r HEMA+kolagen, 65% (sampel 3)	90
Gambar 5.21 Histogram menunjukkan kekuatan tarik	92
Gambar 5.22 Histogram menunjukkan tebal lapisan hibrid	95
Gambar 5.23 Histogram menunjukkan panjang tag resin	97
Gambar 5.24 Tebal lapisan hibrid, panjang tag, 60% (sampel 1)	99
Gambar 5.25 Tebal lapisan hibrid, panjang tag, 60% (sampel 2)	99
Gambar 5.26 Tebal lapisan hibrid, panjang tag, 70% (sampel 1)	100
Gambar 5.27 Tebal lapisan hibrid, panjang tag, 70% (sampel 2)	100
Gambar 5.28 Tebal lapisan hibrid, panjang tag, 80% (sampel 1)	100
Gambar 5.29 Tebal lapisan hibrid, panjang tag, 80% (sampel 2)	101
Gambar 5.30 Tebal lapisan hibrid, panjang tag, 90% (sampel 1)	101
Gambar 5.31 Panjang tag resin, 90% (sampel 3)	101
Gambar 5.32 Tebal lapisan hibrid, 90% (sampel 2)	102
Gambar 5.33 Tebal lapisan hibrid, 65% (sampel 1)	102
Gambar 5.34 Panjang tag resin, 65% (sampel 2)	102
Gambar 5.35 Tebal lapisan hibrid, 65% (sampel 3)	103
Gambar 5.36 Tag resin di luar tubuli dentin	103
Gambar 6.1 Diagram potongan tubuli dentin	119
Gambar 6.2 Garis potong yang tidak lurus	120

DAFTAR TABEL

Halaman

Tabel 2.1 Sifat fisik mineralized, demineralized dan resin Reinforced Dentin	22
Tabel 2.2 Tensile strength (UTS) dan microhardness (KHN) Dentin pada beberapa kondisi	23
Tabel 2.3 Hasil perlekatan antara resin bonding dengan dentin (dari beberapa penelitian)	25
Tabel 2.4 Waktu erosi asam dan kedalaman demineralisasi dentin	40
Tabel 2.5 Kekuatan perlekatan resin bonding dengan dentin manusia dan bovine	42
Tabel 2.6 Masa erupsi gigi sapi	43
Tabel 2.7 Serapan inframerah khas gugus penting	45
Tabel 5.1 Rerata kadar air dentin	75
Tabel 5.2 Rerata puncak pita serapan karbonil HEMA	78
Tabel 5.3 Rerata kekuatan tarik	91
Tabel 5.4 Rerata tebal lapisan hibrid	95
Tabel 5.5 Rerata panjang tag resin	97

DAFTAR SINGKATAN DAN ISTILAH

HEMA	: 2-hidroksietil metakrilat
4-META	: 4-metakriloiloksietil trimellitat anhidrid
Hidrofilik	: sifat bahan yang dapat bereaksi dalam suasana basah
Hidrofobik	: sifat bahan yang tidak dapat bereaksi dalam suasana basah
Energi permukaan / surface energy	: kemampuan suatu permukaan bahan untuk menangkis permukaan bahan lainnya
Unfilled primer / resin	: primer / resin tanpa bahan pengisi
Hybrid layer	: lapisan di permukaan dentin sebagai hasil reaksi antara resin bonding dengan kolagen dentin
Tag resin	: jumbai resin yaitu resin bonding yang masuk ke dalam tubuli dentin
NM-G-AA	: N-metakriloiloksi-G- asam amino
Larutan kondisioner / etsa asam	: bahan untuk melarutkan zat organik pada permukaan dentin
NPG-GMA	: N- fenilglisin glisidimetakrilat
BHT	: butylated hydroxy toluene
MPa	: mega pascal
BPDM	: bisfenol dimetakrilat
TEGDGMA	: trietilen-glikol dimetakrilat
FEISEM	: field emission in lens scanning electron microscope
NTG-GMA	: N-2-hidroksi 3-metakriloiloksi propil-N-tolilglisin
NMR	: nuclear magnetic resonance
DEJ	: dentino enamel junction
Threeway syringe	: alat penyemprot udara / dan air yang terdapat pada dental unit
nm	: nanometer (0.001 μm)

- Blot-dry technique** : teknik yang digunakan dengan cara mengusap permukaan dentin dengan cotton pellets (gulungan kapas)
- Total etched technique** : teknik aplikasi resin dengan cara pengulangan asam pada gigi, kemudian dicuci dengan air
- FTIR** : Fourier Transform Infrared Spectrometer, alat untuk mengetahui gugus fungsi pada senyawa organik
- Resin (HEMA)** : bahan resin dentin bonding yang berbasis pada HEMA.
- Pita serapan karbonil - HEMA** : gambaran pada spektrum infra merah serapan gugus karbonil HEMA (bilangan gelombang - 1700 - 1730 cm^{-1})
- Adhesive** : bahan perkat, dalam hal ini bahan dentin bonding.
- Adherend** : bahan yang direkatkan, dalam hal ini jaringan dentin atau enamel.
- Bahan restorasi resin** : bahan yang digunakan untuk memperbaiki atau mengganti kerusakan gigi yang berbasis pada resin metakrilat, sebagai contoh: resin komposit, enamel / dentin bonding agent dan resin prosthodontik yang berbasis pada resin akrilik.
- Rubberdam** : bendung karet
- Dentin primer** : penggalak dentin
- Plunger** : pelacak
- Inert** : mulia

BAB 1. PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang Masalah

Di dalam ilmu konservasi gigi, salah satu tahapan aplikasi bahan resin dentin bonding (yang berbasis HEMA) pada permukaan dentin gigi ialah prosedur pengeringan. Cara ini dilakukan berdasarkan pada teknik pengetsaan total (*total etched technique*). Tujuan dari prosedur pengeringan tersebut adalah untuk membuang sisa air yang dipakai saat mencuci permukaan dentin setelah dilakukan pengetsaan dengan bahan asam (Anusavice, 2003). Maksud pencucian ini yaitu untuk membuang garam-garam yang terbentuk sebagai hasil reaksi antara bahan etsa asam dengan mineral dentin. Akan tetapi beberapa peneliti mengatakan bahwa pada saat prosedur pengeringan, permukaan dentin tidak boleh terlalu kering ataupun tidak boleh meninggalkan permukaan dentin tersebut dalam keadaan terlalu basah (Nakabayashi dan Pashley, 1998). Hal ini disebabkan karena bila permukaan dentin terlalu kering maka kolagen dentin akan kolaps sehingga resin bonding sulit berikatan dengan kolagen dentin. Demikian sebaliknya, bila permukaan dentin terlalu basah maka resin bonding (HEMA) akan terhambat untuk berikatan dengan kolagen dentin, karena bila banyak molekul air di sekitar kolagen maka terjadi ikatan hidrogen antara air dengan amino kolagen dan itu menghambat bahan bonding berikatan dengan kolagen. Oleh karena itu diperlukan suatu kondisi permukaan dentin (yakni suatu kondisi kelembaban di sekitar dentin) yang optimal agar diperoleh perlekatan yang maksimal antara bahan resin bonding dengan kolagen dentin.

Di dalam klinik konservasi gigi bahan dentin bonding dipakai sebagai bahan untuk menggabungkan restorasi komposit dengan jaringan gigi, baik itu pada

enamel atau pada bagian dentin gigi. Umumnya bahan ini merupakan derivat dari resin metakrilat serta mudah untuk berpolimerisasi. Polimerisasi resin dentin bonding diperoleh dengan menggunakan sinar tampak (*visible light*) yang berasal dari alat *light curing unit*. Resin ini dapat berpolimerisasi dengan sinar tampak oleh karena mengandung foto-inisiator yakni kamforokuinon (Craig *et al*, 2002; Anusavice, 2003).

Pada umumnya bahan dentin bonding berbasis pada HEMA oleh karena HEMA mempunyai sifat kimia dan fisik yang cukup baik (Xu *et al*, 1997; Besnault dan Attal, 2001; Finger dan Tari, 2002; Nishiyama *et al*, 2003). Berdasarkan sifat ini maka hingga sekarang bahan resin dentin bonding yang ada dipasaran umumnya berbasis pada HEMA.

Bahan dentin bonding biasanya mengandung HEMA (2-hidroksietil metakrilat) dan juga zat yang lain misalnya, glutaraldehid, BPDm (bisfenildimetakrilat) dan 4-META (4-metakriloksietil trimelitat anhidrid). Bahan ini berfungsi sebagai gugus hidrofilik maupun hidrofobik. Gugus yang bersifat hidrofilik melekat pada dentin gigi, sedangkan yang hidrofobik berikatan dengan resin komposit di atasnya. Sifat pembasahan yang baik pada bahan dentin bonding yakni sehubungan dengan sifat viskositasnya yang rendah sehingga dapat meningkatkan energi permukaan (*surface energy*). Leal *et al* (2001) menyatakan bahwa bahan bonding (HEMA) mempunyai kemampuan untuk membasahi (*wettability*) permukaan dentin oleh karena HEMA bersifat sebagai bahan pelembab hidrofilik (*hydrophilic humectant agent*). Pengertian dari energi permukaan ialah kemampuan suatu permukaan bahan untuk menarik permukaan bahan lain. Supaya dapat terjadi adhesi pada kedua bahan tersebut, maka kedua permukaan itu harus dapat saling tarik menarik

pada daerah antar muka (*interface*). Peningkatan energi untuk setiap unit area di hubungkan dengan energi permukaan dan juga tegangan permukaan (Anusavice, 2003).

Pertama kali HEMA digunakan sebagai bahan untuk meningkatkan perlekatan pada dentin yaitu dengan tujuan untuk memperbaiki adaptasi antar permukaan dari restorasi resin (Fusayama *et al*, 1979 cit Xu *et al*, 1997). Setelah dentin dilakukan pengetsaan dan jaringan fibril kolagen dentin mulai terbuka, maka HEMA akan berikatan secara fisik dan kimiawi dengan fibril kolagen tersebut (Goracci dan Ferran, 2002; Moll *et al*, 2002, Nishiyama *et al*, 2000, Nishiyama *et al*, 2002).

Ikatan kimia yang terjadi antara HEMA dan kolagen merupakan ikatan kovalen atau ikatan primer antar atom. Pada interaksi kimia akan terjadi pembentukan ikatan kovalen antara atom nitrogen dari kolagen dengan atom karbon pada aldehyd resin (Anusavice, 2003). Dari hasil studi spektroskopi F-T Raman yang dilakukan oleh Xu *et al* (1997) pada ikatan HEMA dengan kolagen dinyatakan, bila terdapat ikatan baru, misalnya C-N dari C-O pada gugus ester HEMA, maka akan menghasilkan produk amida [C(O)NH]

Suatu penelitian yang dilakukan oleh Maciel *et al* (1996) ditemukan bahwa dentin setelah dietsa asam kemudian dibasahi air maka nilai kekakuan (*stiffness*) cukup rendah (sebesar 7 MPa). Namun bila dentin tersebut dibasahi cairan resin bonding (berbasis HEMA) dengan pelarut air, etanol atau aseton maka kekakuannya meningkat menjadi 20 – 38 kali lipat. Hal ini membuktikan bahwa kekakuan dentin dapat menyebabkan kolagen dentin lebih permeabel terhadap resin dentin bonding (berbasis HEMA). Oleh Nakabayashi dan Pashley (1998) kondisi kolagen seperti ini disebut sebagai re-ekspansi dan umumnya hal ini terjadi setelah

pengulasan dentin dengan larutan primer (penggolak). Dibuktikan pula bahwa kekakuan kolagen disebabkan karena ikatan hidrogen pada intra molekul atau inter molekul dari rantai peptida kolagen, sedangkan adanya ikatan hidrogen karena keberadaan molekul air di sekitar kolagen dentin. Mereka menyatakan bila jumlah air di sekitar kolagen terlalu banyak maka hal ini akan meningkatkan ikatan hidrogen antara air dengan gugus karbonil Hema sehingga gugus karbonil HEMA tersebut tidak dapat berikatan dengan gugus amino kolagen dentin. Sebaliknya, bila di sekitar kolagen terlalu kering maka ikatan hidrogen akan terputus sehingga akhirnya kolagen kolaps, menyusut (*shrinkage*), gugus amino kolagen tersebutnya / tertutup di antara struktur sekunder kolagen. Secara tiga dimensi, kolagen yang kolaps ini menyebabkan rongga nano interfibriler menghilang, akibatnya resin bonding (HEMA) tidak mampu untuk berpenetrasi masuk ke dalam rongga yang masih ada. Hal ini menyebabkan tidak adanya retensi mekanis antara bahan resin bonding dengan kolagen dentin.

Secara umum keberhasilan perlekatan bahan dentin bonding pada kolagen dentin tergantung beberapa faktor yaitu, viskositas monomer yang rendah, jenis dan konsentrasi monomer, aplikasi asam sebagai kondisioner, suhu dan kelembaban di sekitar fibril kolagen (Nakabayashi dan Pashley, 1998; Perdigao dan Lopes, 2001; Breschi *et al*, 2002;). Finger dan Tam (2002) melakukan penelitian tentang pengaruh kelembaban terhadap kekuatan perlekatan bahan dentin bonding pada permukaan dentin secara *in vitro*. Kelembaban yang digunakan berkisar pada 33%, 50%, 75% dan 100%. Dikatakannya bahwa kelembaban rongga mulut tergantung dari pemakaian *rubber dam* (bendung karet) atau tidak. Bila menggunakan, kelembabannya dipengaruhi oleh kelembaban ruang praktek dokter

gigi, yaitu 50% dengan suhu $\pm 23^{\circ}\text{C}$. Namun apabila tidak menggunakan *rubberdam* maka kelembabannya sekitar 80% - 94%. Hasil yang diperoleh, secara umum terjadi peningkatan kekuatan perlekatan antara bahan dentin bonding dengan dentin gigi seiring dengan meningkatnya kelembaban, walaupun dari perhitungan statistik menunjukkan tidak ada perbedaan yang signifikan. Lebih lanjut dibuktikan oleh mereka bahwa bahan bonding yang mengandung HEMA mempunyai nilai kekuatan perlekatan yang paling tinggi bila dibandingkan dengan bahan *adhesive* lainnya.

Pengaruh kelembaban terhadap perlekatan bahan bonding pada dentin juga diteliti oleh Besnault dan Attal (2001). Dalam studi invitro mereka menggunakan dua macam bahan yakni Scotch Bond Multi Purpose (mengandung HEMA 47%, air 40%, asam poliakrilat 13%) dan Clearfil SE Bond (mengandung HEMA, 10-metakriloiloksidetil-dihidrogen fosfat, alkohol). Kelembabannya berkisar antara 30%, 50%, 65%, 80% dan 95%. Hasil penelitian menunjukkan adanya peningkatan kekuatan perlekatan kedua macam bahan bonding pada dentin sehubungan dengan menurunnya kelembaban di sekitar dentin.

Penelitian di atas juga sesuai dengan percobaan Chiba *et al* (2004) yang menyatakan bahwa kekuatan perlekatan dentin bonding akan menurun sehubungan dengan peningkatan kelembaban yang digunakan dalam penelitiannya. Kelembaban yang dipakai berkisar antara 50%, 80%, 95%.

Adapun pengertian kelembaban ialah suatu kondisi yang berhubungan dengan kadar air yang terkandung di sekeliling suatu material. Penjelasan kelembaban yang tercantum di dalam ensiklopedia Americana (1975) berbunyi, kelembaban adalah suatu ukuran dari jumlah uap air yang terkandung di dalam udara

(atmosfer). Dikenal sebagai kelembaban nisbi yaitu suatu perbandingan antara uap air di udara dengan jumlah yang diperlukan untuk membuatnya menjadi jenuh (dalam persen) pada temperatur tertentu. Hal ini dapat diartikan bahwa kelembaban yang terjadi di sekeliling kolagen akan mempengaruhi sifat kimia dan fisik kolagen itu. Perubahan ini tentunya akan mempengaruhi ikatan kolagen terhadap bahan HEMA yang diaplikasikan di atasnya, baik itu secara fisik-mekanis ataupun secara kimia. Seperti yang telah ditulis sebelumnya bahwa molekul air di sekeliling kolagen akan mampu menyebabkan perubahan-perubahan fisik pada kolagen itu sendiri.

Sampai saat ini belum ada penelitian tentang pengaruh kelembaban terhadap ikatan kimia antara HEMA dengan kolagen yang diteliti secara bersama-sama dengan kekuatan perlekatan secara mekanis di antara kedua bahan tersebut. Berawal dari penelitian Finger dan Jani (2002) yang menyatakan bahwa kelembaban minimal rongga mulut yang menggunakan *rubber dam* sebesar 50%, maka kini dilakukan percobaan yang sama seperti pada kedua pakar tersebut. Hasil yang diperoleh yaitu kelembaban minimal rongga mulut dengan memakai *rubber dam* adalah 60% (sama dengan kelembaban ruang praktek dengan suhu 23°C). Kelembaban ini juga sesuai dengan pernyataan bahwa kelembaban udara negara di daerah katulistiwa umumnya lebih tinggi dari pada negara yang beriklim dingin (ensiklopedia Americana, 1975).

Dalam disertasi ini digunakan perlakuan kelembaban yang berkisar antara 60% - 90% dengan suhu 25° C. Kelembaban 60% ini merupakan kelembaban minimal dimana sesuai dengan penelitian Bestaoui dan Artal (2001) yang menyatakan bahwa pada kelembaban 50% dan 65% kekuatan perlekatan bahan

bonding pada dentin lebih besar bila dibandingkan dengan kelembaban 80% dan 90% (pada kelembaban 50% kekuatan perlekatan bahan bonding pada dentin sebesar 17.9 MPa, kelembaban 65% kekuatan perlekatannya 10.6 MPa, kelembaban 80% kekuatan perlekatannya 7.3 MPa dan kelembaban 90% sebesar 1.6 MPa). Pada kelembaban yang minimal tersebut diperkirakan jumlah air di sekitar dentin paling optimal. Molekul air dapat membentuk ikatan hidrogen dengan peptida kolagen kemudian memutus ikatan hidrogen antar molekul fibril kolagen sehingga menyebabkan fibril tersebut kembali re-ekspansi setelah kolaps pada prosedur pengeringan (Nakabayashi dan Pashley, 1998).

Sampel percobaan yang akan diteliti dimasukkan ke dalam desikator kemudian untuk masing masing kelompok percobaan diatur kelembaban di dalam ruang desikator tadi menjadi 60%, 70%, 80% dan 90%. Sedangkan satu kelompok dipakai sebagai kontrol. Sampel kelompok kontrol tidak dimasukkan ke dalam desikator, namun pengaruh kelembabannya disesuaikan dengan kelembaban di dalam ruangan penelitian, yakni 65%.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan uraian pada latar belakang masalah di atas maka kini diajukan suatu rumusan masalah sebagai berikut :

Apakah ada perbedaan penurunan kekuatan perlekatan bahan HEMA dengan kolagen dentin pada peningkatan kelembaban antara 60% - 90% ?

Selanjutnya masalah yang menjadi bahan kajian dalam penelitian ini dapat dijabarkan sebagai berikut :

1. Apakah ada perbedaan penurunan ikatan kimia bahan HEMA dengan kolagen dentin pada peningkatan kelembaban antara 60% - 90% ?
2. Apakah ada perbedaan penurunan kekuatan perlekatan mekanis HEMA dengan kolagen dentin pada peningkatan kelembaban antara 60% - 90% ?
3. Apakah secara mikroskopis ada perbedaan penurunan perlekatan HEMA dengan kolagen dentin pada peningkatan kelembaban antara 60% - 90% ?

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian dalam disertasi ini ialah :

Tujuan Umum dan Tujuan Khusus

Tujuan Umum :

Membuktikan adanya perbedaan penurunan kekuatan perlekatan HEMA dengan kolagen dentin pada peningkatan kelembaban antara 60% - 90%

Tujuan Khusus :

1. membuktikan secara kimia perbedaan penurunan perlekatan HEMA dengan kolagen dentin pada peningkatan kelembaban antara 60% - 90%
2. membuktikan secara mekanis perbedaan penurunan perlekatan HEMA dengan kolagen dentin pada peningkatan kelembaban antara 60% - 90%
3. mengkaji secara mikroskopis perbedaan penurunan perlekatan HEMA dengan kolagen dentin pada peningkatan kelembaban antara 60% - 90%

1.4 Manfaat Penelitian

Dari hasil penelitian ini maka selanjutnya dapat diambil manfaat teoritik dan manfaat praktis.

Manfaat Teoretik Penelitian :

Hasil temuan dari penelitian ini diharapkan bermanfaat bagi perkembangan ilmu konservasi gigi, khususnya tentang penetrasian atau mekanisme secara teoritik perlekatan bahan HEMA pada kolagen dentin dari jaringan keras gigi.

Manfaat Praktis Penelitian :

Hasil temuan ini pada tahapan berikutnya bermanfaat untuk aplikasi klinis serta dapat menentukan kelembaban permukaan dentin yang tepat sehingga mampu menghasilkan kekuatan perlekatan yang maksimal antara bahan HEMA dengan jaringan dentin gigi.

BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Prinsip Adhesi dan Struktur Bahan

Di bidang kedokteran gigi, penampulan dari suatu bahan, apakah itu keramik, plastik atau logam, umumnya berdasarkan pada struktur atomnya (Anusavice, 2003). Ikatan antara atom dapat terjadi secara fisika ataupun secara kimawi. Beberapa atom atau molekul akan berikatan satu dengan lain secara inter-atomik, sebagai contoh, ketika air dididihkan, dibutuhkan energi untuk mengubah cairan menjadi uap. Jumlah energi yang dibutuhkan untuk maksud ini disebut sebagai penguapan panas (*heat of vaporization*)

2.1.1 Ikatan Primer Antar Atom

Gaya agar supaya beberapa atom dapat saling berikatan disebut kekuatan kohesif. Ikatan antar-atom ini diklasifikasikan menjadi ikatan primer dan sekunder. Ikatan primer ada beberapa tipe yakni, ionik, kovalen dan metalik (Anusavice, 2003; Nooni, 2002)

A. Ikatan Ionik

Merupakan tipe ikatan kimia sederhana sebagai hasil atraksi mutual dari atom bermuatan positif dan negatif. Adanya gaya tarik menarik antara ion positif dan negatif. Contoh klasik adalah $\text{Na}^+ \text{Cl}^-$. Atom Cl mempunyai nilai elektronegativitas lebih besar dari pada Na, sehingga akan menarik elektron dari atom Na. Akibatnya Na bermuatan positif dan Cl bermuatan negatif. Disini atom Na mengandung satu valensi elektron pada lapisan kulit sebelah luar. Transfer valensi elektron Na terhadap atom Cl akan menghasilkan

senyawa stabil yaitu $\text{Na}^+ \text{Cl}^-$. Contoh ikatan ionik di bidang kedokteran gigi ialah gipsum dan semen fosfat (Anusavice, 2003; Craig *et al.*, 2002).

B. Ikatan Kovalen

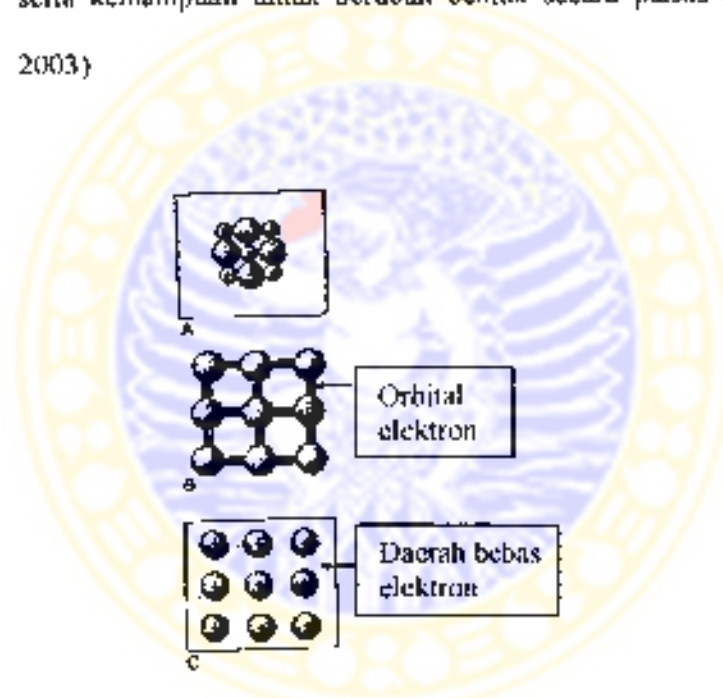
Bresnick (2003) dan Anusavice (2003) menjelaskan, ikatan kovalen yaitu ikatan yang terjadi karena pemakaian pasangan elektron secara bersama (*sharing*) oleh dua buah atom. Pada beberapa senyawa kimia, dua elektron valensi akan saling berikatan pada atom-atom yang berdekatan, misalnya H_2 , valensi atom tunggal setiap hidrogen akan saling berikatan dengan atom lainnya serta membentuk valensi lapisan kulit yang stabil. Ikatan kovalen banyak terdapat pada senyawa organik, misalnya polimer, resin untuk gigi. Ikatan di sini akan membentuk mata rantai sebagai struktur punggung rantai karbon. Atom karbon mempunyai empat elektron valensi yang membentuk konfigurasi lintasan orbit Sp^3 hibrid dan dapat distabilisasi dengan kombinasi atom H. Ikatan kovalen ada tiga macam, yaitu ikatan kovalen polar, ikatan kovalen non polar dan ikatan kovalen koordinasi. **Ikatan kovalen polar** Disebut demikian karena apabila sepasang elektron yang dipakai bersamaan tertarik lebih kuat ke salah satu atom.

Ikatan kovalen non polar, yaitu ikatan yang menghasilkan molekul yang disusun oleh atom sejenis sehingga berat muatan positifnya berhimpit dengan titik berat muatan negatif.

Ikatan kovalen koordinasi, adalah sepasang elektron yang dipakai bersama hanya berasal dari satu atom, sedangkan atom lainnya tidak menyumbangkan elektron.

C. Ikatan Metalik

Ikatan ini dapat dipelajari melalui pemahaman kristal-kristal logam, misalnya emas murni. Struktur emas serta seperti logam-logam lainnya cukup peka terhadap konduktivitas listrik dan suhu serta kemampuan untuk berubah bentuk secara plastis (Anusavice, 2003)

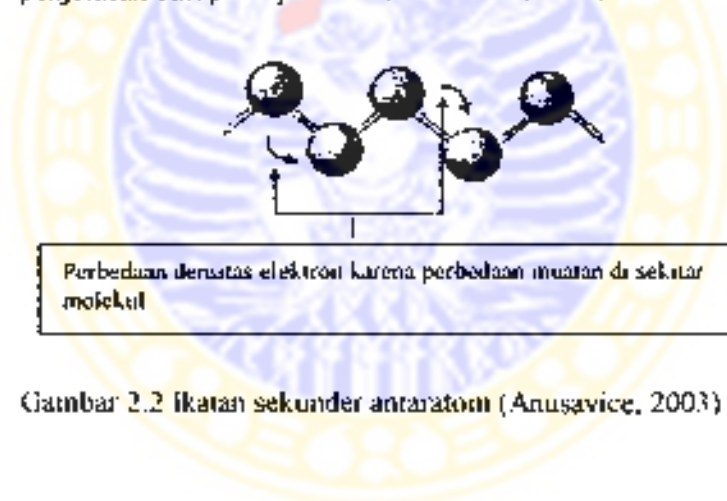


Gambar 2.1 Ikatan primer antaratom. A: ikatan ionik, B: ikatan kovalen, C: ikatan metalik (Anusavice, 2003)

2.1.2 Ikatan Sekunder Antar Atom

Tidak seperti pada ikatan primer, ikatan sekunder ini tidak menggunakan pemakaian pasangan elektron secara bersama oleh dua buah atom. Malahan diantara molekul-molekul atau gugusan atom dapat menginduksi gaya polar sehingga menghasilkan tarikan-tarikan

di antara molekul tersebut. Contoh sehari-hari yang sering dijumpai di dalam klinik ialah bila seorang dokter gigi mengadakan semen atau meletakkan adonan gips di atas lempeng kaca (*glass plate*), maka ketika adonan semen dan gips tersebut mengeras, akan terjadi tarik menarik antara molekul adonan semen dan gips dengan lempeng kaca pada daerah antar muka (*interface*). Kekuatan tarik menarik diantara kedua molekul bahan yang berbeda itu merupakan kekuatan perlekatan atau ikatan sekunder. Ikatan yang terjadi ini agak sulit dijelaskan, namun konsep hidrogen dan ikatan sekunder merupakan dua tipe ikatan antara gelas dan air. Keadaan ini merupakan penjelasan dari prinsip adhesi (Anusavice, 2003).



Gambar 2.2 Ikatan sekunder antaratom (Anusavice, 2003)

A. Ikatan Hidrogen

Penjelasannya dapat dipelajari melalui konsep molekul air

Pada atom oksigen akan berikatan dua atom hidrogen. Ikatan ini kovalen karena atom O dan H secara bersama-sama memakai pasangan elektron. Akibatnya proton dari atom H akan terlepas dari atom O dan atom ini tidak dilindungi oleh awan elektron. Jadi sisi

proton dari molekul air akan menjadi positif. Sisi yang berlawanan dari molekul air, dimana elektron mengisi lintasan luar orbit oksigen akan memberikan atom negatif. Dua polar permanen yang ada merupakan representasi molekul yang asimetri. Apabila molekul air bercampur dengan molekul air yang lainnya maka atom H positif akan menarik atom O negatif dari molekul yang bersebelahan dan selanjutnya akan membentuk jembatan hidrogen. Polaritas atom ini penting untuk menghitung reaksi antar molekul pada senyawa organik. Di bidang kedokteran gigi digunakan untuk menghitung penyerapan air oleh resin dental sintetis (Anusavice, 2003 ; Craig *et al*, 2002).

B. Gaya Vander Walls

Dari penjelasan Anusavice (2003) dan Craig *et al* (2002), bentuk gaya Vander Waals ini berdasarkan pada atraksi dipolar, sebagai contoh molekul simetris yang terdapat di gas inert. Disini medan elektron secara konstan selalu berfluktuasi (berubah-ubah). Secara normal beberapa elektron akan berdistribusi mengelilingi nukleus dan menghasilkan medan elektrostatis di sekitar atom. Akan tetapi medan elektrostatis ini sifatnya fluktuatif sehingga dipolar yang satu akan menarik dipolar lainnya. Keadaan ini dapat menyebabkan gaya antar atom menjadi lemah.

2.1.3 Adhesi dan Perlekatan

Menurut Anusavice (2003), beberapa keadaan yang terjadi di dalam ilmu kedokteran gigi umumnya melibatkan fenomena adhesi, sebagai

contoh kebocoran mikro yang terjadi pada tepi tumpatan, retensi gigi tiruan lepasan yang melibatkan adhesi antara gigi tiruan dengan saliva dan antara saliva dengan jaringan lunak. Begitu pula perlekatan plak (*plaque*) atau karang gigi pada permukaan gigi. Apabila terdapat dua substansi bahan yang saling kontak satu dengan lain maka molekul salah satu substansi akan menarik molekul lainnya. Gaya tarik menarik ini disebut adhesi bila kedua molekul tadi berbeda, sedangkan bila kedua molekul tersebut sama maka dinamakan kohesi.

Ikatan mekanis (*mechanical bonding*), menurut Anusavice (2003) : perlekatan yang kuat dari satu substansi dengan yang lainnya dapat diperoleh dengan cara ikatan mekanis atau retensi. Ikatan ini umumnya lebih baik dari pada gaya tarik menarik antar molekul. Di dalam kedokteran gigi contohnya, penetrasi bahan resin *adhesive* ke dalam ketidak-aturan mikroskopis suatu permukaan (antara lain, pori-pori, celah, retakan). Resin *adhesive* yang sangat cair atau semiviskus merupakan bahan yang baik untuk prosedur ini karena kemampuan penetrasinya yang besar. Penyemenan mahkota emas, inlay, onlay, pasak endodontik dan inti logam juga merupakan ikatan mekanis.

A. Energi Permukaan

Anusavice (2003), Craig *et al* (2002) dan Noort (2002) mengemukakan, supaya adhesi dapat terjadi maka kedua permukaan antar muka (*interface*) harus dapat saling tarik menarik. Lebih lanjut dikatakan, kondisi ini dapat terjadi tanpa memperhatikan fase dan kedua zat tersebut, apakah berupa zat padat, cair atau gas. Tapi dengan perkecualian, adhesi

antara dua macam gas sulit diwujudkan karena kekurangan sifat-sifat kondisi antar muka tadi. Energi di permukaan zat padat umumnya lebih besar dari pada di bagian sebelah dalam. Hal ini karena pola kisi-kisi geometri molekulnya. Pada bagian dalam kisi-kisi molekul pada seluruh atom saling tarik menarik secara seimbang. Jarak antar atom juga seimbang, sehingga energinya minimal. Pada bagian permukaan kisi-kisi molekul, energinya meningkat karena atom yang paling jauh tidak mempunyai kesamaan dalam hal tarik menarik. Peningkatan energi setiap unit area di permukaan berhubungan dengan energi permukaan atau tegangan permukaan.

B. Pembasahan (*Wetting*)

Melekatkan atau menempelkan dua permukaan zat padat adalah merupakan hal yang sulit (Anusavice, 2003; Noort, 2002). Walaupun dengan mata telanjang kedua permukaan itu halus, namun pada tingkat mikroskopis permukaan zat padat ini sangat kasar, sehingga bila kedua zat tersebut dilekatkan, yang akan kontak hanyalah daerah yang berbentuk tonjolan. Oleh sebab itu secara keseluruhan, luas permukaan yang kontak tidak banyak, kekuatan perlekatannya rendah. Gaya tarikan dua molekul dapat terjadi bila jarak keduanya kurang dari 0,7 nm. Lebih dari itu sulit terjadi tarik menarik. Salah satu cara untuk mengatasi ini yaitu dengan menambahkan cairan di antara kedua permukaan tadi. Supaya dapat menghasilkan adhesi yang baik maka cairan tersebut harus dapat mengalir membasahi permukaan dengan sempurna. Di dalam kedokteran gigi, kemampuan bahan perekat membasahi permukaan dipengaruhi beberapa

faktor diantaranya, kebersihan permukaan bahan yang direkatkan. Lapisan tipis oksida di permukaan logam dapat menghambat perlekatan bahan perekat, termasuk juga cairan-cairan organik Rosales *et al* (1999) menyatakan, pengetsaan asam pada permukaan dentin dapat meningkatkan pembasahan, meningkatkan kekasaran permukaan dan menyebabkan pembukaan tubuli dentin.

C. Sudut Kontak Pembasahan

Untuk mengetahui kemampuan bahan perekat membasahi permukaan bahan yang direkatkan maka dapat dihitung sudut kontak yang terjadi antara cairan perekat dengan permukaan solid dari bahan yang direkatkan pada daerah antar muka (Anusavice, 2003; Craig *et al*, 2002). Bila molekul perekat dapat tertarik sempurna dengan molekul bahan yang direkatkan maka cairan perekat akan membasahi seluruh permukaan bahan yang direkatkan Dengan demikian sudut kontak pembasahan besarnya 0° , namun bila sudut kontak besar berarti kemampuan pembasahan bahan perekat tersebut buruk.



Gambar 1.3 Pembasahan permukaan bahan (solid)

Kiri, sudut kontak kecil (ϕ), pembasahan permukaan baik .

Kanan, sudut kontak besar, pembasahan tidak baik (Craig *et al*, 2002)

2.1.4. Perlekatan Pada Struktur Gigi

Dari uraian Anusavice (2003) dijelaskan bahwa proses perlekatan bahan restorasi pada struktur gigi merupakan hal yang kompleks. Termasuk resin bonding HEMA. Banyak faktor yang dapat menyebabkan kegagalan perlekatan resin ini pada permukaan gigi, diantaranya a) apakah gigi sediaan pernah diaplikasi dengan larutan fluor. Ini dapat mengurangi sifat pembasahan bahan resin, b) adanya lapisan *smear* di permukaan gigi. Lapisan ini merupakan debris yang tertinggal pada saat preparasi kavitas atau pematangan gigi untuk persiapan sampel, c) komposisi gigi yang tidak homogen. Komponen bahan organik dan anorganik sangat berbeda di bagian enamel atau dentin. Suatu restorasi yang dapat melekat di bagian organik belum tentu dapat melekat pada bagian anorganik. Demikian sebaliknya, d) kontaminasi permukaan gigi dengan saliva atau darah. Dentin merupakan jaringan yang selalu basah karena adanya tubuli dentin. Resin komposit tidak dapat melekat pada dentin karena sifatnya yang hidrofobik. Sedangkan HEMA karena bersifat hidrofilik, dapat melekat di jaringan dentin. Walaupun jumlah air dalam dentin merupakan pertimbangan tersendiri. Terlalu banyak kandungan air akan mengganggu perlekatan HEMA pada dentin (Pioch *et al*, 2002)

2.2 Dentin Sebagai Media Perlekatan

Menurut Cohen dan Bunis (2002), tidak seperti di enamel, dentin merupakan jaringan hidup yang mengandung bahan anorganik kurang lebih sebesar 60% dalam bentuk hidroksi-apatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), bahan organik 30% dan air 10% berat. Bahan organik tersebut, 90%-nya berupa

kolagen dan sisanya terdiri dari komponen non kolagenous. Bahan kolagen sebagian besar dari tipe I dan sedikit yang berbentuk tipe V. Berdasarkan susunan gugus rantai samping (gugus R pada molekul asam amino) maka kolagen dibedakan menjadi beberapa tipe, yakni tipe I hingga tipe VII. Matrx non kolagenous berisi fosfo-protein, proteoglikans, γ -karboksiglutamat yang mengandung protein (misalnya gla-protein), asam glikoprotein, *growth factor* dan lipida.

Kolagen merupakan biopolimer protein dan tersusun secara *triple helix* (tiga buah serat yang terpilin satu dengan lainnya). Ikatan antar serat tersebut dibentuk oleh adanya ikatan hidrogen, sehingga serat ini menjadi kaku dan kuat. Serat kolagen ini umumnya berjalan tegak lurus dengan tubuli dentin. Kolagen yang terlapat pada jaringan biasanya berfungsi sebagai pembentuk struktur atau penguat dari jaringan tersebut, misalnya tendon, demus, tulang dan dentin gigi. Kolagen dentin tipe I yang digunakan sebagai bahan penelitian biasanya merupakan untai asam amino prolin, prolin, glisin [HN-(Pro-Pro-Gly)-COOH ; Nishiyama *et al.*1998 ; Nishiyama *et al.*, 2000].

Breschi *et al.* (2002) meneliti struktur mikro dari fibril kolagen dengan pembesaran 150.000 kali. Terlihat bahwa panjang fibril kolagen berkisar antara 0.5 - 1.0 μ m, diameter fibril mayor 60 - 80 nm, diameter cabang minor 10 - 25 nm dan rongga antar fibril sebesar 15 - 20 nm. Kedalam rongga inilah resin akan berpenetrasi kemudian berpolimerisasi. Keadaan tersebut merupakan retensi mekanis dentin bonding pada kolagen gigi.

Sifat elastisitas dari dentin merupakan bantalan yang fleksibel terhadap lapisan enamel di atasnya. Anusavice (2003) menyatakan bahwa dentin banyak mengandung bahan organik protein jenis kolagen tipe I. Kandungan bahan anorganik (hidroksiapatit) sebesar 50% vol, organik 30% vol dan cairan sebesar 20% vol. Dentin berhubungan erat dengan pulpa melalui saluran kecil yang disebut tubuli dentin. Di dalam tubuli dentin berisi cairan yang mengalir dari pulpa menuju dentin sampai *dentino-enamel junction*. Diperkirakan tekanan cairan pulpa berkisar antara 25 - 30 mmHg. Setiap tubuli ini dikelilingi oleh dentin yang mengalami hipermeneralisasi dan bagian ini dinamakan peritubuler dentin. Jumlah tubuli dentin yang berdekatan pulpa $\pm 45.000/\text{mm}^2$ kemudian di bagian *dentino-enamel junction* daerah korona menurun hingga mencapai $20.000/\text{mm}^2$ (Nakabayashi dan Pashley, 1998).

Sifat sifat karakteristik akan berbeda disetiap lokasi pada dentin. Sebagai contoh permeabilitas bagian oklusal di atas tanduk pulpa lebih besar dari pada di pusat permukaan oklusal gigi. Dentin di bagian proksimal lebih permeabel dari pada di oklusal. Sedangkan korona dentin lebih permeabel dari pada di bagian akar (Tay *et al.* 2002).

Perlekatan bahan resin pada dentin ditentukan juga oleh adanya lapisan smear yang terbentuk saat preparasi kavitas. Tebal lapisan *smear* ini antara $0.5 - 0.6 \mu\text{m}$ dan harus dibuang terlebih dahulu supaya bahan resin bonding dapat mengikat fibril kolagen untuk membentuk lapisan dentin hibrid (Tay dan Pashley, 2001).

Yang dimaksud dengan hibridisasi dentin ialah, campuran molekul antara kolagen dengan resin polimer dan hal ini dipersiapkan di bagian *sub-surface* pada dentin yang telah dietsa, serta berguna untuk impregnasi resin monomer pada matriks (Nakabayashi dan Pashley, 1998). Fibril kolagen yang terbuka bukan murni bahan kolagen, akan tetapi diselubungi oleh beberapa protein misalnya, protein non kolagen dan proteoglikan. Kedua protein ini sangat basah sehingga bila bahan monomer *adhesive* akan kontak dengan fibril kolagen, maka harus berkompetisi dengan molekul air di permukaan protein tersebut.

Lebih lanjut dikatakan Noort (2002), bahwa energi permukaan dentin cukup rendah, sehingga harus diupayakan agar tegangan permukaan bahan primer dapat sesuai dengan permukaan dentin. Dalam hal ini bila cairan dapat mengalir dengan leluasa di permukaan yang solid, maka tegangan permukaan cairan harus lebih rendah dan pada energi permukaan bebas dari bahan solid tersebut. Apabila cairan dapat membasahi seluruh permukaan bahan solid, maka keadaan ini disebut sebagai *wet the surface*. Sifat pembasahan tadi tergantung dari sudut kontak yang dibentuk oleh cairan dengan permukaan substrat (Anusavice, 2003; Craig *et al*, 2002)

Proses pembasahan permukaan dentin dianggap cukup rumit, oleh karena secara mikroskopis permukaan dentin porus dan kasar. Akan tetapi dari penelitian-penelitian yang telah dilakukan, diperoleh adanya beberapa bahan bonding yang dapat membasahi permukaan dentin dengan baik. Contoh bahan bonding ini ialah, N-2-hidroksi-3-metakriloiloksipropil-N-fenilglisin (NPG-GMA); N-2-hidroksi-3-metakriloiloksipropil-N-tolilglisin

(NTG-GMA); 4-metakriloiloksietil trimelitat anhidrid (4-META), 1,4-dimetakriloiloksietil piromelitat acid (PMDM) dan lain sebagainya (Harada *et al.*, 2000).

Pada prosedur pembasahan yang baik akan diperoleh pertautan antara resin monomer dengan fibril kolagen yang baik pula. Namun hingga kini belum banyak diketahui seberapa besar afinitas monomer adhesive terhadap kondisi fibril kolagen yang basah ataupun yang kering. Untuk hal ini, dinyatakan bahwa resin HEMA dapat melekat pada permukaan dentin, meskipun daya afinitasnya lambat (Nakabayashi dan Pashley, 1998; Xu *et al.*, 1997). Dentin merupakan struktur heterogen yang mengandung fase apapatu, fibril kolagen yang terdiri dari protein nonkolagenus dan glikosa-aminoglikans serta air. Analisis terhadap lapisan ini harus cermat dan hati-hati, karena ketebalannya hanya 1- 5 μm dan alat alat yang dipakai harus mempunyai resolusi tinggi yaitu dapat membedakan / memisahkan bagian sebesar 1 μm (Nakabayashi dan Pashley, 1998; Shono *et al.*, 1999).

Sifat fisik-mekanis lapisan hibrid, dentin yang *mineralized* dan yang *demineralized* dapat dibaca pada tabel 2 1

Tabel 2 1 Sifat Fisik *Mineralized, Demineralized dan Resin Reinforced Dentin*

Sifat	mineralized	demineralized	resin reinforced
modulus elastis (GPa)	13.7	0.21	36
toughness (MN/mm ²)	4.2	11.3	27.7
elongasi (%)	2.3	22.3	6.8
kekuatan (MPa) (ultimate strength)	105.6	29.6	121.6

(disusun dari Nakabayashi dan Pashley, 1998)

Sifat fisik dentin ternyata akan menurun apabila diulas bahan etsa asam misalnya EDTA (*ethyldiaminetetra-acetic acid*) atau NaOCl, yaitu bahan proteolitik non-spesifik untuk menghilangkan zat organik (Fuentes *et al.*, 2004). Para peneliti ini mengukur kekuatan tarik dan kekerasan permukaan mikro jaringan dentin pada beberapa kondisi (tabel 2.2)

Tabel 2.2 Tensile Strength (UTS) dan Microhardness (KHN) Dentin dengan beberapa kondisi

	UTS (MPa)	KHN
Mineralized dentin	86.6 (18.8)	63.9 (8.5)
EDTA-treated dentin	18.8 (5.8)	---
NaOCl-treated dentin	4.8 (1.7)	30 (3.7)
EDTA-treated, resin-infiltrated dentin	35.8 (11.3)	11.9 (2.7)
NaOCl-treated, resin infiltrated dentin	16.4 (2.4)	34.2 (7.1)

(Fuentes *et al.*, 2004)

Bila air atau cairan primer diaplikasikan pada dentin yang kering (*air dried*) maka cairan tadi dapat menyebabkan fibril kolagen mengembang kembali (re-ekspansi) dan bersifat plastis. Molekul air mengikat hidrogen pada peptida kolagen, memutus ikatan antar hidrogen sehingga fibril akan mengembang / re-ekspansi kembali. Lebih lanjut dikatakan, bahan *must bonding* dapat meningkatkan perlekatan beberapa bahan resin bonding sehingga re-ekspansi fibril juga baik. Namun air di antara rongga fibril harus cepat diganti oleh resin selama proses bonding berjalan (Feminat *et al.*, 2001; Breschi *et al.*, 2002).

Dentin hibrid umumnya dipersiapkan oleh adanya difusi monomer yang berasal dari antarmuka bahan perekat dengan dentin yang terdemineralisasi. Oleh karena itu perubahan gradual konsentrasi polimer

pada antarmuka dan monomer dapat dicapai sebelum terjadinya polimerisasi. Tepatnya bagian antarmuka resin-dentin akan hilang kemudian terbentuk interfase / kesatuan antar resin-dentin. Bagian interfase ini sangat merata seperti halnya porselain yang melebur dengan logam (Koibuchi *et al.*, 2001).

Tag resin yang masuk ke dalam tubuli dentin ternyata juga berperan terhadap kekuatan perlekatan bahan bonding (Craig *et al.*, 2002 ; Spencer dan Swafford, 1999) Pada potongan dentin yang dangkal (dekat DEJ) ditemukan hanya sedikit jumlah tubuli dentin, disini lebih banyak jumlah intertubuli dentin. Akan tetapi pada potongan yang dalam, ditemukan banyak tubuli dentin berbentuk seperti cerobong. Secara teori polimer mempunyai kontribusi terhadap retensi resin bila benar-benar berikatan kuat dengan dinding tubuli. Sumbangan terhadap kekuatan retensi perlekatan ini sebanding dengan total area penampang melintang dari tag resin serta daya kohesif pada bahan polimer (Nakahayashi dan Pashley, 1998 ; Boullaguet *et al.*, 2001).

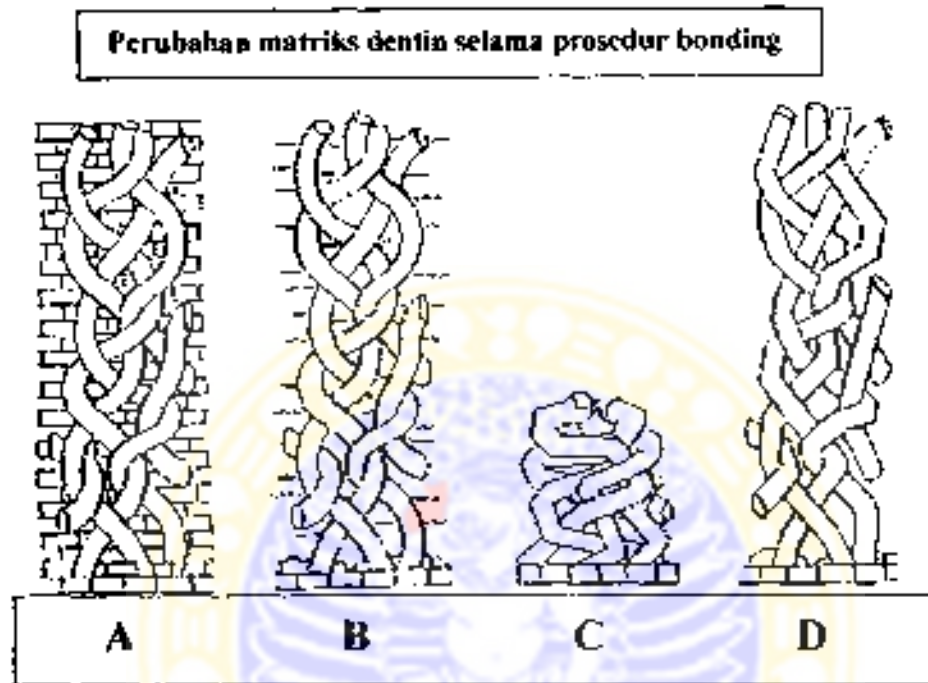
Banyak yang beranggapan bahwa retensi mekanis juga dapat diperoleh dari tag resin yang masuk ke dalam tubuli dentin. Dari kajian beberapa kepustakaan diperoleh hasil kekuatan perlekatan baik itu perlekatan tarik ataupun geser berkisar antara 5 – 70 MPa dengan berbagai macam resin bonding maupun kondisi pada saat aplikasi resin. Data kajian ini dapat dilihat pada tabel 2.3

Tabel 2.3 : Hasil kekuatan perlekatan antara bahan resin bonding dengan dentin gigi (data diambil dari beberapa penelitian)

No	Nama Peneliti	Macam Resin Bonding	Rerata Kekuatan perlekatan (MPa)	Keterangan			
1	Reis et al, 2004 (kekuatan tarik)	Single Bond Adhesive ¹⁾	26.1	Tanpa dibasahi air Dibasahi air 2.5 µl Dibasahi air 4.0 µl			
			32.6				
			21.3				
		One step ²⁾	18.0	Tanpa dibasahi air Dibasahi air 2.5 µl Dibasahi air 4.0 µl			
			32.0				
			41.4				
		Syntac Single Component ³⁾	24.0	Tanpa dibasahi air Dibasahi air 2.5 µl Dibasahi air 4.0 µl			
			24.3				
			12.5				
2	Nishiyama et al. 2003 (kekuatan tarik)	larutan HEMA 30%, resin komposit Clearfil New Bond	5 11.3 - 15.5	Tanpa drulas HEMA Drulas HEMA + Clearfil NB			
3	Hashimoto et al, 2002 (kekuatan tarik)	All Bond 2 ¹⁾	69.8 ^{w)}	w) kondisi basah d) : kondisi kering			
			6.8 ^{d)}				
		Single Bond ¹⁾	60.1 ^{w)}				
			26.2 ^{d)}				
4	Besnault & Attal, 2001 (kekuatan geser)	Scotch Bond Multi Purpose ²⁾ (HEMA 47%, air 40%). Kelembaban 50%	17.9				
			65%		10.6		
			80%		7.3		
			95%		1.6		
			SE Bond ²⁾ Kelembaban 50%		17.6		
		65%	20.1				
		80%	19.4				
		95%	8.9				
		5	Nishiyama et al. 2000 (kekuatan tarik)		NM glycine	9.15 ^{a)} , 7.5 ^{b)}	a) sebelum thermocycling
					NM alanine	11.84 ^{a)} , 10.72 ^{b)}	
NM butyric acid	12.12 ^{a)} , 12.77 ^{b)}			b) sesudah thermocycling			
NM valeric acid	16.40 ^{a)} , 13.70 ^{b)}						
NM caproic acid	13.90 ^{a)} , 13.00 ^{b)}			NM N-Metakritiloksida			

Kekuatan Perlekatan. Antara Bahan Bonding Hema Denga Kolagen Dentin Pada Berbagai Kembangan :Penelitian Laboratoris Dengan Gigi Bovine

Perubahan bentuk atau gambaran kolagen dentin pada beberapa kondisi selama prosedur aplikasi bahan dentin bonding dapat disimak pada gambar berikut,



Gambar 2.4 . Perubahan matriks dentin selama prosedur bonding (Nakabayashi dan Pashley, 1998).

Pada gambar bagian A terlihat jaringan fibril kolagen yang tertanam di dalam dentin yang termineralisasi (kondisi fisiologis). Selanjutnya pada bagian B terlihat matriks dentin yang terdemineralisasi dan tensesi dengan air (terjadi proses plastisitasi). Pada bagian C terlihat jaringan kolagen yang kolaps oleh karena suasana yang kering dan berikutnya pada bagian D jaringan kolagen mengalami re-ekspansi setelah pengulasan dengan cairan organik (termasuk resin bonding berbasis HEMA).

2.2.1 Kadar air dalam dentin

Kadar air dalam dentin sangat penting artinya bagi keberadaan sifat fisik dan kimia kolagen dentin (Nakabayashi dan Pashley, 1998 ; Reis *et al.*, 2004 ; Wang dan Spencer, 2003). Dikatakan oleh mereka, dengan adanya molekul air di sekitar kolagen, akan terjadi ikatan hidrogen pada fibril kolagen ataupun di antara fibril kolagen. Ikatan hidrogen ini selanjutnya dapat menghasilkan penampilan fisik yang prima dari fibril kolagen sehingga akhirnya fibril mudah berikatan (permeabel) dengan resin bonding HEMA.

Namun sebaliknya, bila molekul air sangat sedikit, ikatan hidrogen tersebut akan terputus, mengakibatkan fibril kolaps, terjadi kontak erat antar fibriler (*close contact*). Pada keadaan seperti ini ikatan antar peptida melemah, matriks kolagen mengkerut dan kaku sehingga kolagen tidak permeabel lagi terhadap resin HEMA. Dari struktur sekunder kolagen yang kolaps, gugus amino akan tersembunyi sehingga gugus karbonil HEMA sulit untuk berikatan dengan gugus amino kolagen.

Nakabayashi dan Pashley (1998) menyatakan, proses kolapsnya jejaring kolagen dikenal sebagai Teori Pasif. Teori Pasif yaitu jejaring kolagen dentin yang telah terdemineralisasi akan mengambang (*floating*) atau tersuspensi di dalam air. Setiap fibril akan terpisah satu dengan lain oleh molekul air yang mengisi rongga antar fibril, dimana sebelumnya rongga ini terisi oleh kristal apatit. Pada proses pengeringan, air yang menyangga jejaring kolagen akan tersingkir sehingga secara tiga dimensi fibril kolagen saling mendekat dan menggumpal. Keadaan ini disebut kolaps atau mengkerut (*shrinkage*). Fibril

yang saling berikatan menjadi kaku, terjadi ikatan hidrogen antar fibril dan terbentuk interaksi secara elektrostatis ataupun hidrofobik.

Penambahan air akan mengubah kondisi tadi menjadi suatu re-ekspansi pasif. Disini molekul air dapat membentuk ikatan hidrogen dengan peptida kolagen, memutus ikatan hidrogen antar molekul fibril sehingga menyebabkan jejaring kolagen kembali re-ekspansi. Jejaring yang re-ekspansi berfungsi sebagai hidrogel dimana air secara osmotik masuk ke dalam rongga jejaring kolagen.

Page (1997) dalam uraiannya membahas bahwa air merupakan kira-kira 70% berat bersih dari sel serta merupakan unsur yang menentukan bagi kehidupan semua sel. Proses di dalam sistem kehidupan menggunakan air sebagai pereaksi dan merupakan sumber yang tersedia untuk memberikan ion H_3O^+ dan OH^- , baik melalui disosiasi ataupun reaksi dengan asam dan basa. Dalam keadaan cair dan padat, di antara molekul air terjadi asosiasi yang disebabkan karena tarikan dwikutub antara H positif dan O negatif. Jenis asosiasi intermolekuler ini disebut ikatan hidrogen. Ikatan ini penting serta menentukan pengelompokan banyak molekul pada sistem kehidupan. Terutama dalam hal protein (termasuk kolagen), asam nukleat misalnya DNA dan RNA.

Air merupakan pelarut yang baik bagi larutan ionik dan polar tetapi tidak baik bagi larutan non-polar. Pengaruh kebasahan dentin terhadap kekuatan perlekatan bermacam resin HEMA pada permukaan dentin telah dilakukan oleh Reis *et al* (2004). Mereka menggunakan permukaan dentin yang kering dan basah. Permukaan dentin kering yaitu dihembus udara dari *three-way syringe*

selama 30 detik, sedangkan permukaan dentin basah yakni setelah dikeringkan dengan hembusan udara, ditetesi air 2.5 μ l dan 4.0 μ l. Jenis resin yang dipakai : *waterbase system* dan *acetone base system*. Hasilnya menunjukkan, resin yang berbasis air lebih membutuhkan permukaan dentin yang kering dan resin yang berbasis aseton lebih mudah menguap sehingga permukaan dentin cepat mengering. Supaya kolagen dapat berikatan dengan resin maka permukaan dentin perlu pembasahan terlebih dahulu.

Aseton tidak dapat menyebabkan re-ekspansi terhadap fibril kolagen, namun tidak demikian halnya pada resin yang berbasis air. Karena resin ini telah cukup air dan tak mudah menguap maka permukaan dentin tidak perlu pembasahan lagi.

Hasil penelitian di atas tidak berbeda dengan penyelidikan sebelumnya oleh Meerbeek *et al* (1998) yang mengemukakan bahwa resin bonding HEMA berbasis air dapat menyebabkan rehidrasi dan re-ekspansi fibril kolagen yang kolaps. Secara ultra struktur (dengan TEM) tidak ada perbedaan bila bahan ini diaplikasikan pada dentin yang kering dan basah.

2.3 Bahan Dentin Bonding

Penggunaan bahan dentin bonding merupakan pengembangan dari bahan restorasi resin komposit yang diperkenalkan oleh Bowen sekitar tahun enam puluhan (Anusavice, 2003). Resin komposit ini umumnya bersifat hidrofobik, yaitu dia dapat melekat dengan baik pada daerah yang kering misalnya enamel. Berbeda dengan resin Bowen, dentin bonding

merupakan resin yang bersifat hidrofilik, sehingga bahan ini baik sekali untuk aplikasi di permukaan dentin.

Menurut Noort (2002), bahan dentin bonding biasanya berdasarkan pada tiga komponen esensial yakni : primer, bahan perangkai (*coupling*) dan bahan penutup (*sealer*). Bahan primer oleh peneliti ini dinamakan juga sebagai kondisioner dentin yang mengandung asam. Di dalam literatur atau penggunaan istilah sehari-hari, bahan perangkai juga disebut sebagai *primer*, sedangkan bahan penutup berfungsi sebagai penutup dentin, dimana cairan tersebut mengalir masuk ke dalam tubuli dentin.

Beberapa tahun yang lampau para peneliti percaya bahwa dentin bonding mampu membentuk ikatan kimia dengan komponen organik atau anorganik pada dentin. Molekul ini dapat digambarkan sebagai bentuk molekul M-R-X dimana M adalah gugus metakrilat, R adalah *spacer* misalnya rantai hidrokarbon dan X merupakan gugus fungsi yang berguna untuk melekatkannya pada jaringan gigi. Selama proses polimerisasi, gugus metakrilat akan bereaksi dengan resin dan membentuk ikatan kimia antara resin dengan dentin (Anusavice, 2003, Noort, 2002)

Selanjutnya Anusavice (2003) menyatakan, bahan dentin bonding mulai diperkenalkan sekitar tahun limapuluhan dan dinamakan sebagai dentin bonding generasi pertama. Bahan aktif yang terkandung di dalamnya ialah asam gliserol-fosforik. Akan tetapi kekurangan dari bahan ini ialah sifat penyusutan saat polimerisasi dan koefisien termal ekspansinya yang besar. Pada generasi kedua yang diintroduksi menjelang tahun tujuh puluhan, bahan ini mengandung NPG-GMA (campuran N-phenilglisin

dengan gilsidil metakrilat). Pada penggunaan klinis terlihat adanya kekurangan ikatan kimia antara dentin bonding dengan jaringan gigi. Menjelang tahun 1980 diperkenalkan generasi yang ketiga. Resin ini berdasarkan pada halofosforus ester dari resin *unfilled* misalnya Bis-GMA dan HEMA. Perlekatan resin secara kimia dengan kalsium dentin, dimana terjadi proses interaksi ion-ion antara gugus fosfat dengan kalsium dentin. Perlekatan ini terlalu lemah untuk mengimbangi kekuatan kontraksi resin. Karena perlekatan yang lemah maka ikatan fosfonat ester dengan dentin akan terhidrolisa di dalam cairan mulut.

Sampai saat ini dentin bonding yang banyak diproduksi ialah dari generasi ketujuh yang biasa disebut sebagai *self etching adhesive*. Oleh Koibuchi *et al* (2001) dikemukakan bahan asam, primer, katalis dan resin *adhesive* telah dicampur menjadi satu, sehingga pada aplikasi klinis tidak perlu dilakukan pengetsaan. Akan tetapi dikatakan olehnya, perlekatan resin ini pada dentin untuk jangka waktu lama masih diragukan. Karena tidak dilakukan pencucian, sehingga garam-garam yang terbentuk belum terbuang. Pendapat ini didukung oleh Harada *et al* (2000) yang mengatakan, sisa lapisan *smear* yang tertinggal tidak hanya mengandung bahan anorganik saja, tetapi juga organik misalnya, fibril kolagen yang telah mengalami denaturasi (*denatured collagen fibril*) dan bakteri. Moll *et al* (2002) serta Yoshuyama *et al* (2002) merekomendasikan, kekuatan perlekatan bahan ini pada dentin lebih rendah dari pada resin dentin bonding dengan teknik *total etched*. Selanjutnya Tay *et al* (2002) mengatakan, *self etching adhesive* tidak dapat menutup sempurna pada

permukaan dentin. Di daerah antar muka resin-dentin terlihat banyak porositas.

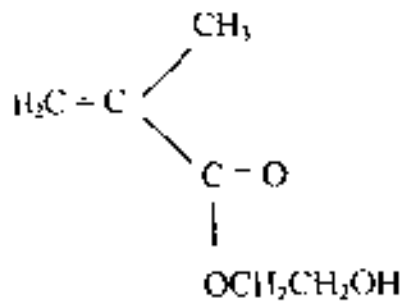
Menurut Craig *et al* (2002) dan Swift *et al* (1997), beberapa dentin bonding mengandung multi fungsi monomer (*primer atau adhesive*) dengan gugus hidrofilik untuk memperoleh sifat pembasahan dan penetrasi yang baik. Sifat hidrofobik akan berpolimerisasi dan berikatan dengan resin komposit di atasnya. *Primer dan adhesive* biasanya dibuat di dalam pelarut aseton, alkohol atau air. Akan tetapi saat ini banyak diperkenalkan dalam bentuk *solven free*, sehingga tak membutuhkan pengeringan sebelum curing

Bahan resin dentin bonding (Voco) digunakan di dalam penelitian kekuatan perlekatan mekanis antara dentin bonding dengan kolagen dentin pada gigi *bovine*

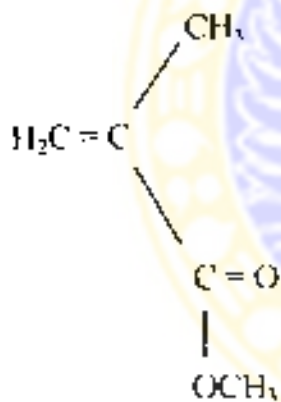
2.3.1 HEMA Sebagai Bahan Dasar Dentin Bonding

Di pasaran bahan dentin bonding yang berdasarkan pada HEMA (2-hidroksietil metakrilat) telah banyak ditemukan misalnya dengan merek ScotchBond MultiPurpose (SBMP), AllBond, SingleBond, Clearfil SE Bond dan lain lain

HEMA banyak digunakan oleh karena mempunyai beberapa keuntungan, diantaranya pembuatannya relatif mudah, dapat bertahan cukup lama karena umumnya ditambahkan zat preservatif misalnya hidrokuinon, BHT (*butylated hydroxy toluene*) dan viskositasnya yang relatif rendah (Tay dan Pashley, 2001; Perdigao *et al*, 2001).



Gambar 2.5 . Struktur molekul HEMA ($\text{C}_6\text{H}_{10}\text{O}_3$)
(Nakabayashi dan Pashley, 1998)



Gambar 2.6 : Struktur molekul metil metakrilat ($\text{C}_5\text{H}_8\text{O}_2$)
(Anusavice, 2003)

Berat molekul HEMA : 130. penggunaannya sebagai bahan dentin bonding biasanya dicampur dengan air, etanol atau aseton. Namun bonding yang berpelarut aseton untuk jangka waktu yang lama kurang stabil, karena

aseton mudah menguap sehingga akan mengganggu konsentrasi bahan ini (Perdigao *et al.*, 1999; Maciel *et al.*, 2001; Leal *et al.*, 2001).

Taira *et al.* (1996) melakukan penelitian terhadap HEMA yang dicampur dengan ferrous klorida (FeCl_2) sebagai bahan bonding untuk meningkatkan perlekatan resin pada dentin. Dikatakan oleh mereka, HEMA yang dicampur logam klorida dapat meningkatkan perlekatan resin pada permukaan dentin. FeCl_2 disini berfungsi sebagai inisiator polimerisasi bahan bonding. Bahan inisiator lainnya dapat berupa campuran logam metakrilat, 4-META (metakriloiloksietil trimelitat anhidrid) dan tri n- butyl boran. Campuran ini terdapat pada bahan SuperBond C & B.

Zat lain misalnya fluor, kalsium fosfat yang ditambahkan ke dalam HEMA ternyata mampu membentuk proses remineralisasi (Sekiric *et al.*, 1996). Selanjutnya peneliti Li *et al.* (2002) melakukan studi percobaan kebocoran mikro (*nanoleakage*) pada dentin bonding HEMA (merek Clearfil St. Bond dan UnifilBond) di bawah tekanan *loading cycle*, baik itu tekanan tarikan atau tekanan kompresi. Hasil yang diperoleh ialah, tekanan tarikan dan tekanan kompresi tidak mempengaruhi *nanoleakage* pada bonding tersebut. Hal ini berarti adaptasi HEMA, penetrasi HEMA ke dalam demineral dentin baik sekali.

HEMA ternyata juga baik perlekatannya pada dentin yang mengalami karies (Nakajima *et al.*, 1999). Para pakar ini menggunakan bonding Scotch Bond Multi Purpose yang di dalamnya mengandung HEMA, air dan asam polialkenoat. Terlihat bahwa HEMA mudah berpenetrasi ke dalam rongga mikro antar fibril kolagen. Kemudian asam polialkenoat mengalami ko-

polimerisasi dengan HEMA menjadi hidrogel yang elastis dan ini mempunyai kemampuan cukup tinggi untuk melekat secara mekanis pada fibril kolagen.

Seperti diketahui, jumlah tubuli dentin yang berdekatan dengan pulpa lebih besar dari pada tubuli yang jauh dari pulpa. Ini berarti daerah dentin yang dekat pulpa lebih basah dari pada daerah dekat DEJ. Akan tetapi perlekatan HEMA cukup baik pada daerah dentin yang profunda (Nakabayashi dan Pashley, 1998). Keadaan tadi telah dibuktikan oleh Belli *et al* (2001) yang melakukan penelitian kekuatan geser bahan bonding pada dentin dengan simulasi tekanan pulpa secara *in vitro*. Kekuatan perlekatan geser bervariasi antara 15 - 96 MPa. Selanjutnya untuk hal yang sama, peneliti Browning *et al* (2001) telah melakukan percobaan dengan menakai lima jenis dentin bonding. Ditemukan perlekatan geser berkisar antara 7 - 32 MPa.

Kondisi dentin yang basah ternyata lebih menguntungkan dari pada dentin yang kering dalam hal perlekatan bonding pada dentin. Pernyataan tersebut dikemukakan oleh peneliti Hashimoto *et al* (2000) yang meneliti tentang perlekatan bonding HEMA pada permukaan dentin yang basah dan yang kering. Rata rata hasil kekuatan perlekatan tarik pada dentin kering sebesar 16 MPa, sedangkan pada dentin yang basah nilai rata rata kekuatan tariknya meningkat menjadi 65 MPa. Merek bonding yang dipakai ialah AllBond dan SingleBond. Akan tetapi bila ditelaah lebih lanjut struktur mikronya dengan *transmission electron microscopy* (TEM), perlekatan

HEMA pada dentin basah dan dentin yang kering ternyata tidak berbeda (Moerboeck *et al*, 1998)

2.3.2 Interaksi kimia antara HEMA dengan kolagen dentin

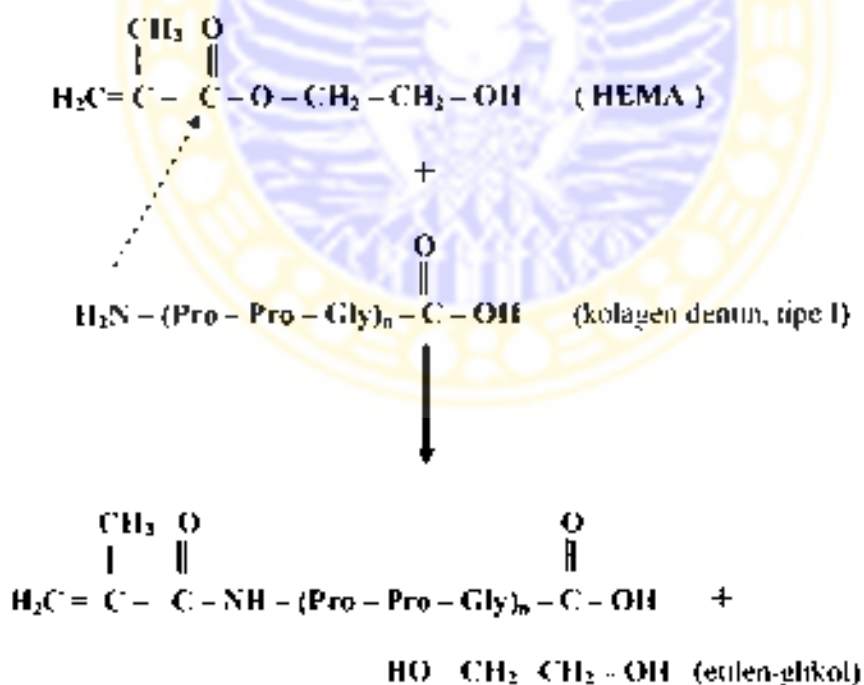
Meskipun HEMA secara umum telah banyak dipakai sebagai bahan dentin bonding, peranannya di dalam hal mekanisme ikatan kimia tidak secara keseluruhan dipahami. Tidak banyak kepustakaan yang mengungkap mekanisme ikatan kimia yang terjadi dalam hal ini (Xu *et al*, 1997). Akan tetapi kelompok peneliti di atas menjelaskan, reaksi kimia antara HEMA dan kolagen terjadi sebagai hasil adanya formasi ikatan baru pada gugus fungsi ester HEMA. Bila ikatan baru tadi terbentuk, misalnya antara C-N dari C-O pada gugus ester HEMA, maka akan menghasilkan ikatan amida [C(O)NH] (gambar 2.7). Selain itu juga terjadi ikatan hidrogen

Suzuki *et al* (2000) mengemukakan, bila HEMA diplikasikan pada kolagen maka terlihat bahwa bentuk *triple helix* kolagen akan berubah pada terminal C dan N menjadi struktur *coil* (belitan) yang tidak beraturan (*random*). Pada gambaran dengan TEM terlihat adanya perubahan bentuk struktur alur (*striated*) dari jaringan kolagen

Renzo dan Ellis (1994) menjelaskan bahwa ikatan kimia antara jaringan dentin dengan bahan resin HEMA terjadi sebagai hasil reaksi antara resin tersebut dengan gugus fungsi pada kolagen (misalnya, karboksilat, hidroksil, amida atau gugus amina) atau dapat pula terjadi reaksi kompleks dengan ion Ca^{2+} dari hidroksi-apatit (gambar 2.7). Ditambahkan oleh mereka, bahwa terdapat reaksi pada ikatan ester HEMA yang melibatkan trans-esterifikasi dan / atau amidisasi dengan gugus yang terdapat di kolagen. Hal ini

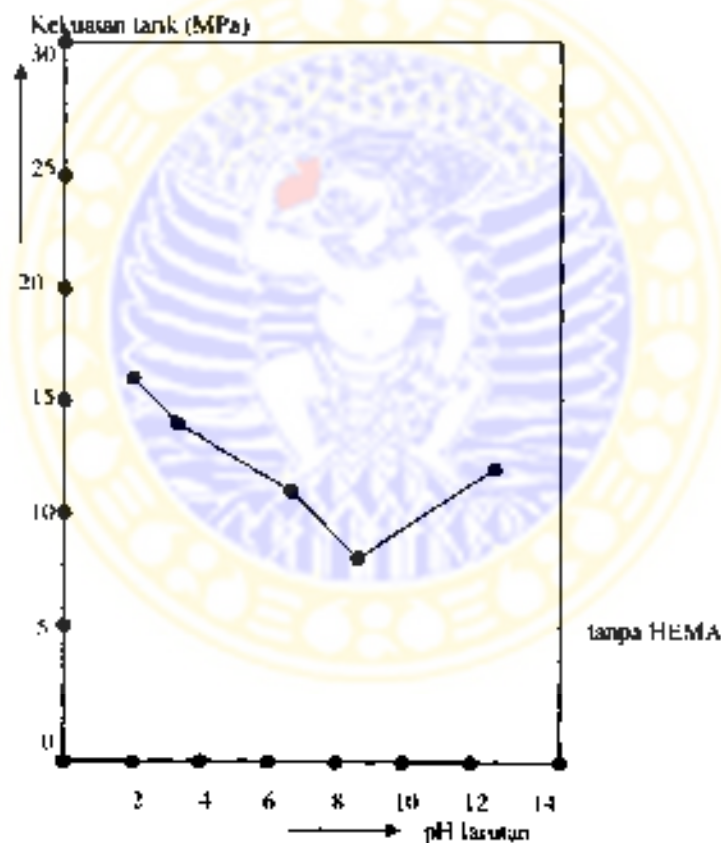
dibuktikan dengan menghilangnya puncak pita serapan gugus hidroksil (3500 cm^{-1}) dan uluran simetrik dan asimetrik $\text{R-CH}_2\text{-R}'$ pada pita serapan 2950 cm^{-1} setelah dentin direaksikan dengan bahan HEMA (kedua puncak pita serapan tersebut pada HEMA murni masih terdeteksi dengan alat foto akustik FTIR).

Perlekatan kimia antara resin HEMA dengan kolagen dentin juga diteliti oleh Nishiyama *et al* (2000) yang memeriksanya dengan ^{13}C Nuclear Magnetic Resonance. Dinyatakan bahwa kekuatan ikatan kimia tersebut ditentukan oleh jumlah gugus metilen resin yang berikatan dengan kolagen, adanya interaksi antara gugus amida dan gugus asam karboksilat pada molekul resin dengan kolagen. Gugus karbonyl ester pada HEMA akan berinteraksi dengan molekul kolagen.



Gambar 2.7 : Reaksi antara HEMA dengan kolagen dentin
(Renzo dan Ellis, 1994 , Xu *et al*, 1997)

Pengaruh pH larutan HEMA sebagai primer terhadap perlekatan bahan resin komposit dengan kolagen dentin telah diteliti oleh Nishiyama *et al* (2003). Hasil penelitiannya membuktikan bahwa hambatan terhadap disosiasi asam karboksilat dan gugus amino kolagen akan meningkatkan kekuatan perlekatan bahan resin komposit pada dentin. Hal ini disebabkan karena adanya peningkatan pada ikatan hidrogen (gambar 2.8).



Gambar 2.8 : grafik hubungan antara kekuatan tarik dengan pH larutan HEMA (Nishiyama *et al*, 2003)

2.4 Etsa Asam

Suatu tindakan pengulasan bahan asam pada permukaan dentin biasanya dikenal juga sebagai *acid conditioning* (Nakabayashi dan Pashley, 1998). Selanjutnya dikemukakan bahwa larutan kondisioner asam dapat melarutkan hidroksi-apatit dentin sehingga jaringan fibril kolagen akan terbuka dan kolagen ini akan berikatan dengan resin dentin bonding (HEMA) yang diaplikasikan di atas dentin tersebut.

Lebih dari itu, pengulasan larutan asam akan menyebabkan larutnya lapisan *smear*, pembasahan permukaan dentin, meningkatnya energi permukaan dentin, timbul kekasaran permukaan dan terbukanya tubuli dentin (Rosales *et al*, 1999; Breschi *et al*, 2002). Kondisi semacam ini tentunya akan mempermudah perlekatan bahan resin bonding (HEMA) dengan permukaan dentin.

Menurut Nakabayashi dan Pashley (1998), pengulasan larutan 0.5M EDTA dapat mengakibatkan proses demineralisasi pada intertubuler dentin sehingga matriks dari dentin akan mengalami kontraksi dan kolaps sebesar 0.3 - 0.5 μm . Kemudian dikatakan pula, bila kontraksi dentin melebihi angka tersebut maka permeabilitas resin monomer terhadap permukaan dentin akan menurun.

Pernyataan di atas didukung pula oleh penelitian Perdigao dan Lopes (2001) yang menyatakan bahwa semakin lama waktu pengulasan larutan asam fosfat 37% pada permukaan dentin maka kedalaman demineralisasinya akan meningkat (tabel 2.4).

Tabel 2.4 : Waktu Etja Asam dan Kedalaman Demineralisasi Dentin

Waktu Etja Asam (detik)	Rerata Kedalaman Demineralisasi (μm)
5	1.1 ± 0.1
15	1.9 ± 0.1
30	2.7 ± 0.2
45	3.3 ± 0.2
60	4.2 ± 0.2

(Perdigao dan Lopes, 2001)

Akan tetapi pada pengulasan asam selama 45 detik, secara mikroskopis terlihat adanya endapan partikel silika yang cukup berarti dan bahan etja asam di dalam tubuli dentin sehingga hal tersebut dapat mengganggu perlekatan resin monomer dengan jaringan dentin. Kondisi semacam ini oleh peneliti tersebut dinamakan *over etching* yang artinya pada tingkatan ini resin *adhesive* sudah tidak mampu lagi mengadakan infiltrasi ke dalam tubuli dentin. Diutarakan bahwa waktu pengulasan asam fosfat yang ideal adalah 15 detik.

Hasil percobaan peneliti lain (Breschi *et al.*, 2001) menunjukkan bahwa pengulasan asam maleat dengan pH 0.7 menghasilkan kedalaman demineralisasi 9.12 μm , sedangkan pada pH 1.4 kedalaman demineralisasinya 5.18 μm . Kemudian untuk pengulasan asam sitrat dengan pH 0.7 kedalaman demineralisasi sebesar 2.12 μm dan pada pH 1.4 kedalaman demineralisasinya 2.36 μm . Jadi mereka menyimpulkan bahwa besarnya kedalaman demineralisasi dentin tergantung dari pH larutan asam atau konsentrasi proton di dalam larutan asam tersebut. Semakin besar konsentrasi protonnya akan semakin besar pula kedalaman demineralisasinya.

2.5 Gigi Sapi (gigi *Bovine*)

Dalam penelitian ini digunakan gigi sapi sebagai sampel percobaan dan gigi yang dipilih adalah gigi insisivus.

Seperti halnya pada gigi manusia, pada sapi muda didapatkan susunan geligi sulung, sedangkan pada sapi dewasa diperoleh susunan geligi pumanen. Sapi dipilih yang sehat, berumur sekitar 3 tahun dan tidak dibedakan jenis kelaminnya. Binatang sapi ini diperoleh dari rumah potong hewan Jl. Pegirian Surabaya.

Dalam bidang kedokteran gigi telah banyak penelitian yang menggunakan gigi hewan percobaan sebagai obyek penyelidikan, misalnya gigi kera, tikus, sapi dan anjing. Namun di bidang konservasi gigi lebih banyak yang memakai gigi sapi sebagai sampel penelitiannya. Beberapa pakar yang menggunakan gigi sapi sebagai sampel diantaranya ialah Ibarra *et al* (2002) yang mengukur kekuatan perlekatan tank bahan *self etching adhesive* pada enamel gigi sapi, sedangkan Hayakawa dan Nemoto (2002) meneliti kekuatan primer 4-META pada gigi sapi. Peneliti Suzuki *et al* (2000) juga mengamati kekuatan perlekatan bahan primer pada dentin sapi dan Harada *et al* (2000) melakukan percobaan kekuatan tarik bahan primer pada permukaan dentin gigi sapi.

Bahan mineral apatit sisa (*residual apatite mineral*) mempunyai peranan penting pada proses pengetsaan. Jumlah mineral apatit sisa yang memadai akan mencegah kolapsnya demineral dentin sesudah tahapan pengeringan. Hal ini juga terjadi pada gigi *bovine*. Tabel berikut

memperlihatkan kekuatan perlekatan resin bonding pada dentin manusia dan *bovine* dan beberapa penulis

Tabel 2.5: Kekuatan perlekatan resin bonding dengan dentin manusia dan *bovine* pada beberapa penulis

Nama Penulis	Kekuatan perlekatan gigi manusia (MPa)	kekuatan perlekatan gigi <i>bovine</i> (MPa)	Macam perlekatan
Nishiyama <i>et al.</i> 2000		5 - 16	Kekuatan tarik
Suzuki <i>et al.</i> 2000		5 - 12	Kekuatan tarik
Hashimoto <i>et al.</i> 2002	6.8 - 69.8		Kekuatan tarik
Yoshiyama <i>et al.</i> 2002	15.2 - 50.9		Kekuatan tarik
Nishiyama <i>et al.</i> 2003		5 - 15.5	Kekuatan tarik

Menurut Dyce *et al* (1996), tidak seperti halnya gigi manusia, pada rahang atas binatang sapi tidak mempunyai gigi insisivus dan kaninus sedangkan untuk rahang bawah bentuk gigi kaninus dan insisivus merupakan satu perpaduan. Artinya kedua macam gigi tersebut mempunyai bentuk yang mirip satu dengan lainnya.

Pada gigi premolar rahang atas maupun rahang bawah perkembangannya tidak sempurna, sehingga susunan gigi sapi tadi dapat dibaca sebagai berikut, untuk gigi sulung mempunyai formula

$$\frac{0 \quad 0 \cdot 3}{3 \quad 1 \cdot 3}$$

Sedangkan untuk gigi permanen formulanya

$$\frac{0 - 0 \quad 3 \cdot 3}{3 \quad 1 \quad 3 \cdot 3}$$

Karena gigi kaninus yang bentuknya tidak sempurna, maka gigi ini sering disebut sebagai gigi insisivus ke-empat atau insisivus sudut (*corner incisor*).

Masa erupsi pada gigi sapi dapat dibaca pada tabel berikut.

Tabel 2.6 : Masa Erupsi Gigi Sapi

	gigi sulung	gigi permanen
Insisivus 1	2 minggu (setelah lahir)	18-24 bulan (setelah lahir)
Insisivus 2	2 minggu	24-30 bulan
Insisivus 3	2 minggu	36-42 bulan
Insisivus 4	2 minggu	42-48 bulan
Premolar 2	1 minggu	24-30 bulan
Premolar 3	1 minggu	18-30 bulan
Premolar 4	1 minggu	20-36 bulan
Molar 1	-----	6 bulan
Molar 2	-----	12-18 bulan
Molar 3	-----	24-30 bulan

(Disusun dari Dyce *et al*, 1996)

2.6 Fourier Transform Infrared Spectroscopy

Alat ini biasanya digunakan untuk menentukan gugus fungsi apa yang terdapat di dalam sampel. Radiasi infra merah secara luas menunjukkan bagian dari spektrum elektromagnetik di antara daerah gelombang mikro dan visibel (Silverstein dan Webster, 1998 ; Bresnick, 2003).

Secara praktis, penggunaan di dalam kimia organik mempunyai batas spektrum di antara $4000 - 400 \text{ cm}^{-1}$. Radiasi infra merah yang berkisar

antara $10.000 - 100 \text{ cm}^{-1}$ akan diabsorpsi dan diubah oleh molekul organik menjadi energi. Posisi pita serapan (*band*) pada spektrum infra merah dinyatakan sebagai bilangan gelombang (*wavenumber* ν) dengan satuan cm^{-1} .

Umumnya bilangan gelombang berhubungan secara timbal balik dengan panjang gelombang ($\text{cm}^{-1} = 10^4/\mu\text{m}$). Bilangan gelombang kadang-kadang disebut sebagai frekwensi, walaupun pengertian ini tidak secara keseluruhan benar. Karena $\nu = 1/\lambda$ dalam unit μm , sedangkan frekwensi (ν dalam Hz) = c/λ dalam cm. Disini c = kecepatan cahaya = 3×10^{10} cm/detik.

Ikatan molekul dapat digambarkan sebagai awan elektron atau orbital molekul. Suatu molekul dapat juga digambarkan sebagai bola-bola yang dihubungkan dengan pegas. Karena itu molekul tersebut dapat bergetar (vibrasi) dengan arah mengulur / meregang (*stretch*) atau menekuk (*bend*). Bila frekwensi energi elektromagnetik infra merah dilewatkan pada suatu molekul serta sama dengan frekwensi mengulur atau menekuknya ikatan, maka energi tadi akan diserap. Serapan inilah yang dapat direkam oleh spektrometer infra merah. Bila semakin tinggi frekwensinya, berarti semakin besar energi tersebut. Dengan demikian ikatan yang memerlukan energi lebih besar untuk mengulur dan menekuk mempunyai frekwensi serapan yang besar pada spektroskopi infra merah.

Vibrasi ulur juga bergantung pada kekuatan ikatan serta massa atom-atom yang berikatan. Ikatan yang paling sukar ulur ialah ikatan antara satu atom bermassa besar dan satu atom bermassa ringan. Contoh serapan

lebih besar dari 3000 cm^{-1} menunjukkan adanya karbon berikatan rangkap, sedangkan serapan dibawah 3000 cm^{-1} menunjukkan karbon berikatan tunggal. Berikut ini tabel serapan khas penting.

Tabel 2.7 : Serapan Inframerah Khas Gugus Penting (cm^{-1})¹

Gugus fungsi	Bilangan gelombang (cm^{-1})	Gugus fungsi	Bilangan gelombang (cm^{-1})
-C-H	2850 - 2960	-OH	3400-3640 (sangat luas)
-C-H	3020 - 3100	-NH	33100-3500 (luas)
$\equiv\text{C-H}$	3300	C=O :	
-C-C-	1650 - 1670	Aldehid	1690 - 1740
-C-C-	2100 - 2260	Keton	1680 - 1750
-C \equiv N	2210 - 2260	Ester	1735 - 1750
		Amida	1630 - 1690
		C-O eter, ester	1080 -1300

(dikutip dari Bresnick, 2003)

Uluran karbonil C=O bersifat khas dan umumnya terjadi pada daerah $1600 - 1800\text{ cm}^{-1}$. Uluran C=O amida membutuhkan energi paling kecil. Kebutuhan yang rendah ini disebabkan karena sifat ikatan C-O yang berupa ikatan tunggal-sebagian sebagai akibat adanya resonansi. Dalam hal ini ikatan tunggal lebih mudah mengufur dan pada ikatan rangkap.

Substituen ikatan hidrogen (gugus hidroksi, gugus amino) juga mudah dikenali karena membenkan serapan yang luas dengan frekwensi di atas 3300 cm^{-1} (uluran OH atau NH). Intensitas pita serapan pada spektrum infra merah besarnya tergantung kepada kadar senyawa sampel. Menurut Kemp (1988), jumlah setiap faktor pada masing masing sampel harus dihitung secara cermat supaya menghasilkan data yang akurat dan tepat. Baik itu

satuan berat, volume sampel atau faktor lain dalam upaya untuk mempersiapkan sampel penelitian.

2.7 Biokompatibilitas Resin HEMA

Seperti yang diketahui bersama bahwa apapun macam bahan restorasi gigi, yang paling utama harus diperhatikan adalah sifat biokompatibilitasnya terhadap pulpa gigi dan jaringan rongga mulut. Bahan tersebut harus dapat diterima dengan baik oleh jaringan lunak mulut dan gigi (Anusavice, 2003). Selanjutnya oleh penulis ini dikatakan, berbagai macam bahan kedokteran gigi yang baru harus lolos uji keselamatan (*safety*) dan kemanjuran (*efficacy*) sebelum dipakai di dalam klinik.

Menurut Nakabayashi dan Pashley (1998), pengaruh resin dari derivat metakrilat (termasuk HEMA) terhadap dentin gigi mempunyai respon pulpa yang bermacam-macam, mulai dari yang paling iritasi hingga yang paling ringan atau bahkan tanpa reaksi pulpa sama sekali. Hal ini disebabkan karena adanya perbedaan macam rumus kimia yang terdapat pada resin tersebut.

Oleh Coleman dan Kinderknecht (2000) diungkapkan bahwa hipersensitif dentin di bagian servikal gigi paling banyak ditemukan pada 250 orang percobaan. Hipersensitif pada bagian bukal gigi molar sebesar 57% dan pada bukal premolar 31%.

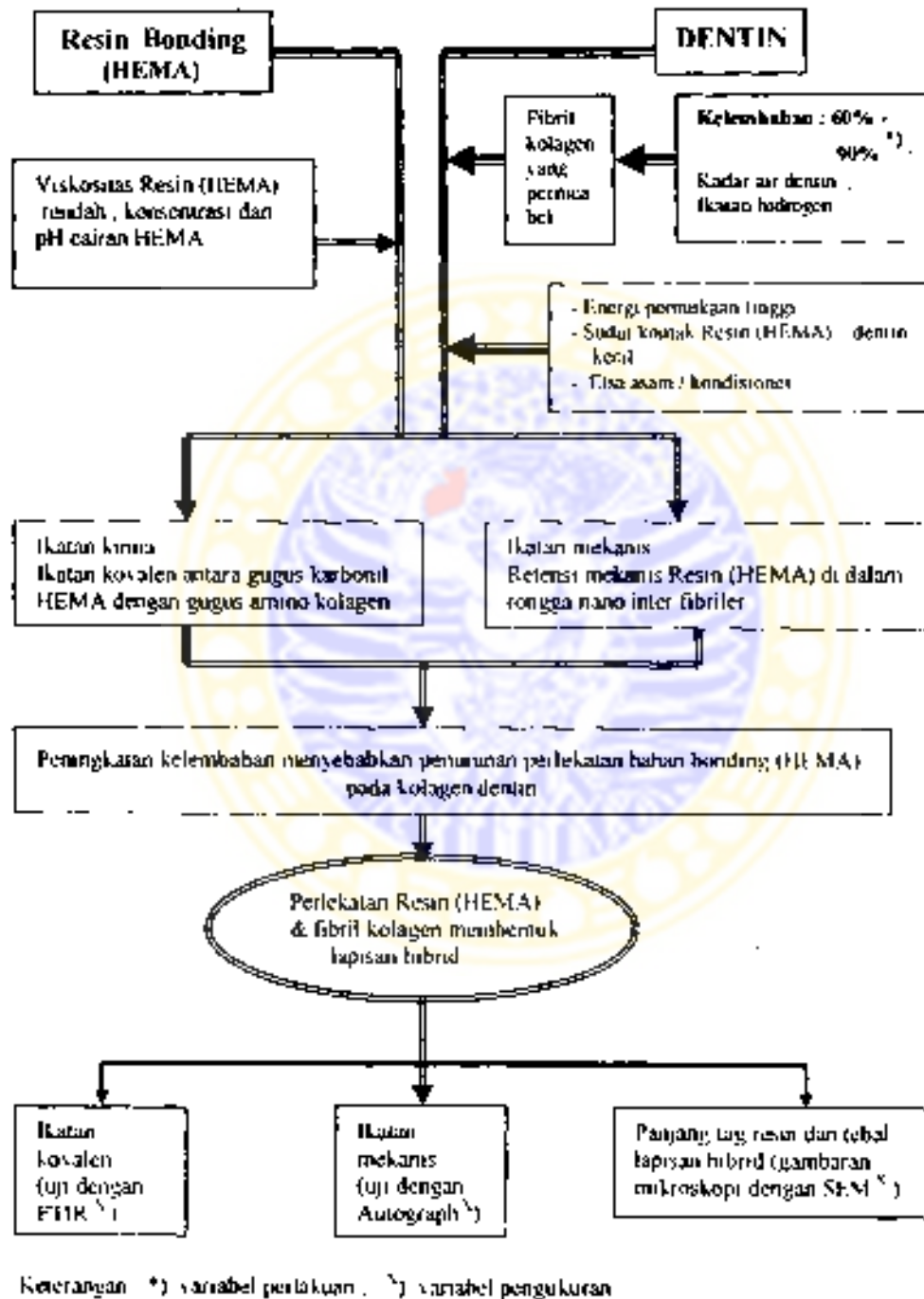
Suatu studi tentang respon pulpa terhadap dentin bonding HEMA dan kalsiumhidroksida, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ telah dilakukan oleh Demareo *et al* (2001), serta disimpulkan bahwa setelah 90 hari aplikasi $\text{Ca}(\text{OH})_2$ pada pulpa, tidak terlihat adanya suatu inflamasi, kemudian terbentuknya sel odontoblast baru.

di sebelah bawah jembatan dentin (*dentin bridges*). Sedangkan untuk resin HEMA, setelah 90 hari aplikasi, terlihat respon sel inflamasi derajat ringan, namun resin HEMA tidak mampu merangsang pembentukan sel odontoblast.

Dari uraian di atas yang cukup menggenyutkan dari resin bonding (HEMA) dan *dentin bonding* pada umumnya ialah, bahan ini dapat digunakan sebagai perawatan *direct pulp capping* (Nakahayashi dan Pashley, 1998). Ditemukan oleh mereka, pembentukan tag hibridisasi dentin dan dentin hibridisasi intertubuler mampu mengurangi permeabilitas pulpa dan melindungi pulpa dari kebocoran mikro sehingga kuman tidak dapat masuk. Dikatakan juga bahwa HEMA berperan sebagai desensitisasi dentin karena dapat menyehatkan endapan plasma protein di dalam cairan tubul dentin. Bila dibandingkan dengan Ca(OH)_2 , resin HEMA lebih unggul, oleh karena resin ini tidak mudah larut dalam cairan rongga mulut

BAB 3 KERANGKA KONSEPTUAL DAN HIPOTESIS PENELITIAN

3.1 Kerangka Konseptual Penelitian



Gambar 3.1 Kerangka Konseptual Penelitian

3.2 Penjelasan Kerangka Konseptual

Resin bonding (berbasis HEMA) adalah bahan yang menggabungkan antara tumpatan resin komposit dengan jaringan dentin gigi. Cairan resin bonding (HEMA) merupakan derivat dari metakrilat serta merupakan suatu resin yang bersifat hidrofilik sehingga dapat melekat dengan baik pada dentin yang selalu basah. Pada umumnya di lapisan atas resin (HEMA) diaplikasikan bahan tumpatan resin komposit yang dapat berikatan secara kimia, yaitu berupa ikatan kovalen. Perlekatan resin (HEMA) pada dentin dapat berupa ikatan kimia dan juga ikatan mekanis (*mechanical bonding*). Perlekatan tersebut khususnya terjadi pada jaringan kolagen dentin (kolagen tipe I) dan proses perlekatan ini terjadi setelah dentin dilakukan etsa dengan asam fosfat.

Ikatan kimia telah dibuktikan oleh beberapa peneliti yaitu dengan adanya interaksi antara gugus karbonil ester pada HEMA dengan gugus amino pada kolagen dentin yang akhirnya akan terbentuk formasi ikatan baru yakni ikatan amida dan senyawa sampingan berupa etilen-glikol. Selain itu juga terdapat ikatan hidrogen, ikatan ion kompleks pada mineral dentin (Nishiyama et al, 2002 ; Xu *et al*, 1997).

Ikatan mekanis yang terjadi antara resin (HEMA) dengan kolagen dentin dapat dijelaskan sebagai berikut : jaringan kolagen dentin secara tiga dimensi merupakan suatu jejaring (*network*) dimana di antara fibril tersebut terdapat rongga nano antar fibril yang besarnya sekitar + 25 nm. Apabila cairan resin (HEMA) diaplikasikan ke permukaan dentin yang telah dietsa asam, maka molekul resin akan berpenetrasi masuk ke dalam rongga antar fibril tersebut. Selanjutnya resin (HEMA) mengalami proses polimerisasi dan mengeras. Resin HEMA yang mengeras inilah merupakan

penjangkaran yang dinamakan sebagai retensi mekanis. Para pakar menyebutnya sebagai *micro-mechanical bonding*. Dalam gambaran mikroskopis, ikatan kedua bahan tadi disebut sebagai lapisan hibrid dentin (Nakabayashi dan Pashley, 1998)

Perlekatan resin (HEMA) pada kolagen dentin dapat berjalan dengan baik apabila kolagen dentin dalam keadaan yang cukup permeabel. Artinya kondisi kolagen cukup aktif untuk berikatan dengan resin (HEMA). Kolagen dentin yang permeabel ini tergantung dari jumlah air pada dentin, selain itu juga tergantung dari kelembaban yang terjadi di sekitar fibril kolagen. Bila jumlah air di sekitar kolagen dentin sangat sedikit (terlalu kering) maka jejaring kolagen akan kolaps karena ikatan hidrogen antar kolagen terputus. Pada kondisi seperti ini resin (HEMA) tidak dapat berikatan dengan kolagen dentin. Demikian sebaliknya, ketika jumlah air di sekitar jejaring kolagen sangat banyak maka resin (HEMA) juga tidak mampu berikatan dengan kolagen dentin karena terhalang oleh molekul air. Oleh karena itu diperlukan suatu kelembaban yang optimal agar diperoleh perlekatan yang maksimal antara HEMA dengan kolagen dentin. Berdasarkan pernyataan tersebut, maka dalam disertasi ini akan ditentukan kelembaban optimal sehingga dihasilkan suatu kekuatan perlekatan yang maksimal antara HEMA dengan kolagen dentin.

Kelembaban yang digunakan dalam penelitian ini berkisar antara 60% hingga 90% pada suhu $25^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ dengan alasan sebagai berikut : dari penelitian Besnault dan Attal (2001) dinyatakan bahwa, bila penderita memakai *rubber dam* maka kelembaban rongga mulut adalah 50%. Kelembaban rongga ini sesuai dengan kelembaban ruang praktek dokter gigi (pada suhu 23°C). Akan tetapi bila penderita tanpa menggunakan *rubber dam* maka kelembaban rongga mulut dapat mencapai

95%. Kemudian di dalam buku ensiklopedia Americana (1975) dinyatakan bahwa negara-negara di daerah katulistiwa mempunyai kelembaban yang lebih besar dari pada negara yang beriklim dingin.

Beritik tolak dari pernyataan di atas, maka dilakukan percobaan kelembaban pada ruang praktek dengan suhu 23°C. Hasil kelembaban yang diperoleh adalah 60% dan kelembaban ini digunakan sebagai kelembaban minimum. Sedangkan kelembaban maksimum yang dipakai ialah 90%. Pada penelitian ini kelembaban yang digunakan sebagai variabel perlakuan adalah 60%, 70%, 80% dan 90%, sedangkan untuk kelompok kontrol, kelembabannya disesuaikan dengan kelembaban ruang penelitian yaitu 65%

Untuk mengetahui hubungan kelembaban di sekitar dentin dengan jumlah air di dalam dentin, maka dilakukan penelitian kadar air dentin. Dalam penelitian ini dilakukan percobaan pengaruh kelembaban terhadap jumlah air atau kadar air yang terkandung di dalam dentin. Hasilnya adalah prosentase berat kadar air di dalam dentin.

Supaya resin HEMA dapat melekat dengan baik pada permukaan dentin maka ada beberapa faktor yang mempengaruhinya yaitu : sifat penbasahan yang baik, viskositas resin HEMA yang rendah dan energi permukaan dentin yang tinggi. Sifat penbasahan yang baik dari resin disebabkan karena viskositas HEMA yang rendah, mendekati viskositas air (berat jenis HEMA 1.07 dan berat molekulnya : 130). Oleh karena viskositas yang rendah ini maka resin HEMA akan mudah mengalir dengan sempurna di atas permukaan dentin. Kemudian sudut kontak yang terjadi antara resin HEMA dengan permukaan dentin yang kecil (gambar 2.3). Energi permukaan pada dentin yang tinggi dapat diperoleh dan hasil pengetsaan

permukaan dentin dengan asam fosfat 37%. Bahan etsa akan melarutkan mineral apatit dentin serta melarutkan lapisan smear yang mengotoni permukaan dentin. Apabila permukaan dentin bersih maka akan menurunkan tegangan permukaan sehingga pada akhirnya akan meningkatkan energi permukaan dari dentin.

Kondisi pH cairan HEMA juga menentukan kekuatan perlekatan antara resin HEMA dengan kolagen dentin secara kimia. Hasil penelitian oleh Nishiyama *et al* (2003) menyatakan bahwa kekuatan perlekatan HEMA pada kolagen dentin akan meningkat ketika terjadi suatu hambatan disosiasi gugus fungsi asam karboksilat dan gugus amino pada kolagen. Disini terjadi ikatan hidrogen yang maksimal antara HEMA dengan kolagen dentin dan hal ini terjadi pada pH 2.0 dan pH 12.5. Di dalam disertasi ini tidak digunakan bermacam-macam pH cairan HEMA sebagai variabel perlakuan namun digunakan pH konstan untuk cairan HEMA tersebut. Hasil pengukuran pH larutan dentin bonding (Voco) adalah 2, sedangkan HEMA murni pHnya sebesar 5.5. Begitu pula konsentrasi HEMA di dalam larutan dentin bonding dan konsentrasi bahan pelarut ikut berpengaruh terhadap kekuatan perlekatan antara resin HEMA dengan kolagen dentin walaupun di dalam disertasi ini kedua macam konsentrasi tersebut tidak diukur.

Di dalam penelitian ini yang digunakan untuk mengukur ikatan kimia antara HEMA dengan kolagen adalah cairan HEMA murni, sedangkan pada penelitian perlekatan mekanis dipakai larutan dentin bonding (Voco) dengan konsentrasi sekitar 40% berat.

Dengan menggunakan metoda-metoda penelitian di atas, diharapkan dapat ditentukan kelembaban yang optimal di sekitar dentin sehingga dapat menghasilkan

kekuatan perlekatan antara resin bonding (HEMA) dengan kolagen dentin secara maksimal.

Nilai kekuatan perlekatan ini akan dibuktikan secara kimia, dihitung puncak pita serapan karbonil HEMA dengan alat FTIR. Pembuktian secara mekanis dilakukan dengan alat Autograph sedangkan pengkajian gambaran mikroskopisnya dilakukan dengan alat SEM.

3.3 Hipotesis Penelitian

Hipotesis Mayor :

Terdapat perbedaan penurunan kekuatan perlekatan bahan HEMA dengan kolagen dentin pada peningkatan kelembaban antara 60% - 90%

Hipotesis Minor :

1. Secara kimia terdapat perbedaan penurunan perlekatan HEMA dengan kolagen dentin pada peningkatan kelembaban antara 60% - 90%
2. Secara mekanis terdapat perbedaan penurunan perlekatan HEMA dengan kolagen dentin pada peningkatan kelembaban antara 60% - 90%
3. Secara mikroskopis terdapat perbedaan penurunan perlekatan HEMA dengan kolagen dentin pada peningkatan kelembaban antara 60% - 90%

BAB 4 METODE PENELITIAN

Berdasarkan pada pengertian dan model pendekatan terhadap metode penelitian eksperimental laboratoris yang diungkapkan secara garis besar maka pada bab ini akan dikemukakan jenis atau tipologi penelitian eksperimental laboratoris.

4.1 Jenis Penelitian

Penelitian ini adalah penelitian eksperimental laboratoris (Pratiknya, 2001 : Notoatmodjo, 2002). Hal-hal yang perlu diperhatikan umumnya berkaitan dengan upaya optimasi pengukuran yang dilakukan, baik menyangkut metode maupun alat yang digunakan.

Penelitian disini mempunyai tujuan untuk mengetahui suatu gejala atau pengaruh yang timbul sebagai akibat dari adanya perlakuan tertentu. Selain itu juga menyelidiki kemungkinan adanya saling hubungan sebab-akibat dengan cara mengadakan intervensi atau mengenakan perlakuan pada satu atau lebih kelompok eksperimental, kemudian hasil tersebut dibandingkan dengan kelompok yang tidak dikenakan perlakuan (kelompok kontrol).

4.2 Materi Penelitian dan Unit Analisis

Materi Penelitian adalah :

1. Gigi sapi (*bovine*) yaitu untuk percobaan yang mengukur kekuatan perlekatan tarik dan pemeriksaan dengan SEM. Gigi-gigi tersebut diperoleh dari rumah potong hewan Pegirian Surabaya Gigi insisivus sapi yang telah dicabut dari rahang, dipilih yang baik, tidak

retak, abrasi atau tidak ada karies. Kemudian gigi dibersihkan, direndam dalam larutan garam fisiologis dan disimpan dalam lemari es dengan suhu 4° C.

2. Bahan kolagen murni tipe I (*bovine*), yaitu untuk percobaan terhadap ikatan kimia yang dipesan dari Sigma Chemical, St. Louis, U.S.A, Batch # 031K7054 (*For R & D only*).
3. HEMA murni (mengandung inhibitor : 300 ppm hidrokuinon monoetil eter), Batch # 103K3723 (*for R & D only*), Dipesan dari Sigma Chemical, St. Louis, U.S.A.

4.2.1 Teknik Pengambilan Materi

Dari rumah potong hewan di Pegirian Surabaya, dipilih sapi yang sehat dan gemuk. Sesudah sapi disembelih, gigi insisivus yang baik dicabut dan dibersihkan dengan sikat dan skalpel tajam dibawah air mengalir. Jaringan lunak yang masih menempel dibuang dengan hati-hati. Setelah bersih gigi sediaan direndam dalam larutan garam fisiologis dan disimpan di dalam lemari es dengan suhu 4° C.

Kriteria materi penelitian

Gigi insisivus yang sehat, tidak terdapat karies, abrasi ataupun retak-retak. Keadaan ini dapat diperiksa dengan menggunakan mikroskop sinar. Selanjutnya gigi sediaan dibuat foto X untuk mengetahui ketebalan jaringan dentin, enamel maupun ruang pulpa

4.2.1 Besar Materi Penelitian

Penentuan besar materi penelitian dilakukan dengan rumus :

$$n = \frac{2\sigma^2 (Z_{\alpha/2} + Z_{\beta})^2}{(\mu_1 - \mu_2)^2} \quad (\text{Jemshaw et al, 1990})$$

Keterangan :

$Z_{\alpha/2}$: nilai pada tabel normal untuk $\alpha = 1,96$

Z_{β} : nilai pada tabel normal untuk $\beta = 0,84$

σ : standar deviasi dari respons kelompok kontrol

μ_1 : rata-rata hitung respons kelompok 1 yang diharapkan

μ_2 : rata-rata hitung respons kelompok 2 yang diharapkan

4.3 Variabel Penelitian

Variabel bebas : kelembaban di sekitar dentin

Parameter yang diperiksa : kelembaban 60%, 70%, 80%, 90%, kontrol

Variabel tergantung :

1. kekuatan perlekatan antara HEMA dengan kolagen :
 - a. kekuatan perlekatan secara kimia, parameter yang diperiksa : puncak pita serapan karbonil HEMA
 - b. kekuatan perlekatan secara mekanis, parameter yang diperiksa : kekuatan tarik antara HEMA dengan kolagen
2. gambaran mikroskopis perlekatan HEMA dengan kolagen, parameter yang diperiksa : tebal lapisan hibrid dan panjang tap resin

Variabel kendali : teknik aplikasi bahan resin dentin bonding : etsa asam pencucian dengan air, pengeringan, aplikasi HEMA, aplikasi resin akrilik.

4.4 Batasan Operasional Penelitian

4.4.1 Kelembaban

Kelembaban permukaan dentin ialah kondisi yang berhubungan dengan jumlah kadar air yang terkandung pada permukaan dentin

Menurut Finger dan Tanu (2002), kelembaban ialah perbandingan antara jumlah uap air di udara (atmosfer) dengan jumlah yang diperlukan untuk membuatnya menjadi jenuh (dalam persen).

4.4.2 Kadar air dalam dentin

Yang dimaksud dengan kadar air dalam dentin ialah : perbandingan antara berat air dalam dentin dengan jumlah berat dentin dan air yang terkandung di dalamnya (dalam persen)

4.4.3 Etsa Asam / Kondisioner

Pengulasan bahan asam (kondisioner) pada permukaan dentin selama 15 detik yang bertujuan untuk melarutkan bahan anorganik (hidroksi-apatit) supaya jaringan fibril kolagen terbuka dan dapat berikatan dengan resin dentin bonding. Secara fisiologis fibril kolagen ini selalu tertanam di dalam hidroksi-apatit dentin. Setelah pengulasan bahan asam, tahapan berikutnya adalah pencucian dengan air.

Pencucian dengan air dilakukan dengan maksud untuk membuang garam-garam yang terbentuk di permukaan dentin (sebagai hasil

interaksi antara asam dengan hidroksi-apatit dentin). Pencucian dengan air sebanyak 20 cc. Keberadaan garam-garam ini dapat mengganggu perlekatan antara fibril kolagen dengan resin bonding (HEMA).

4.4.4 Pengeringan

Sesudah pencucian dengan air maka dilakukan pengeringan dengan cara : diusap secara halus memakai *cotton pellet (blot dry technique*, Meerbeek *et al.* 1998). Penukaan dentin tidak boleh terlalu kering atau terlalu basah, oleh karena hal ini akan menyulitkan resin dentin bonding berikatan dengan fibril kolagen.

4.4.5 Pengukuran ikatan kimia antara kolagen dengan bahan HEMA

Ikatan kimia tersebut dapat diamati dengan menggunakan alat FT-IR (Fourier Transform Infrared Spectroscopy). Pengukuran ikatan kimia diamati puncak pita serapan karbonil pada HEMA yang dibandingkan dengan karbamil HEMA yang telah dicampur dengan kolagen murni.

4.4.6 Perlekatan Fisik-Mekanis

Kekuatan perlekatan dentin bonding pada permukaan dentin dapat diuji secara tarik dengan alat Autograph Shimadzu (Japan). Hasil pengukuran dihitung pada satuan megapaskal (MPa).

4.4.7 Pemeriksaan Permukaan Dentin

Pada pemeriksaan SEM, khususnya pada tubuli dentin, akan diamati partikel resin bonding HEMA yang masuk tubuli dentin pada kelompok perlakuan yang kemudian dibandingkan dengan kelompok

kontrol. Begitu pula lapisan hibrid akan diukur ketebalannya, baik pada kelompok perlakuan maupun kelompok kontrol.

4.5 Bahan dan Instrumen Penelitian

4.5.1 Bahan-bahan untuk tabapan aplikasi resin dentin bonding :

Bahan etsa asam : merek Ivoclar Vivadent (Schaan / Liechtenstein) dengan komposisi : asam fosfat 37%wt. dalam air, polivinil alkohol dan pigmen. Bahan bonding : merek Voco (Germany) dengan komposisi : Bis-GMA, HEMA, BHT (*butylated hydroxyl toluene*), aseton dan asam organik. Cairan primer dengan resin bonding telah dicampur di dalam satu botol. Resin akrilik jenis *self-curing* : merek Vertex, Dentimex, Holland. Bahan ini ditumpat di atas resin dentin bonding.

Serat kolagen murni tipe I, berat 25 gram dan HEMA murni satu liter yang dipesan dari Sigma Chemical, 9879 (USA). Kolagen murni dan HEMA murni ini digunakan untuk penelitian ikatan kimia antara HEMA dan kolagen.

Gigi sediaan yakni gigi insisivus sapi yang diperoleh dari rumah potong hewan Pegirian Surabaya. Gigi diasah dan dipotong dengan bur intan dan disk *diamond* di bawah air mengalir. Selama pengasahan dan pemotongan gigi harus dalam keadaan basah.

4.5.2 Instrumen Penelitian

Alat untuk memotong dan menghaluskan gigi sediaan : disk *diamond*, bur intan, kertas rempelas no. 400 dan no 1000 (Fuji Star,

Japan). Alat untuk mengukur kadar air dentin : Electronic Moisture Balance, model EB-280 MOC (Shimadzu, Co - Japan) di LDB - UNAIR.

Alat untuk mengatur kelembaban : desikator dengan keran vakum, termometer udara dan higrometer (Haar. Synth. Hygro, Germany); kompresor / alat penghisap udara (*air-suction*) merek *Schuco* (USA). Alat untuk mengukur ikatan kimia antara HEMA dan kolagen : Jasco FT/IR-5300, Japan.

Alat untuk aplikasi bahan dentin bonding : pinset, spuit injeksi 20 cc, *brush* kecil, *light-curing unit*.

Alat untuk mengukur perlekatan mekanis antara dentin bonding dengan kolagen dentin : Autograph AG-10 TE, Shimadzu, Japan.

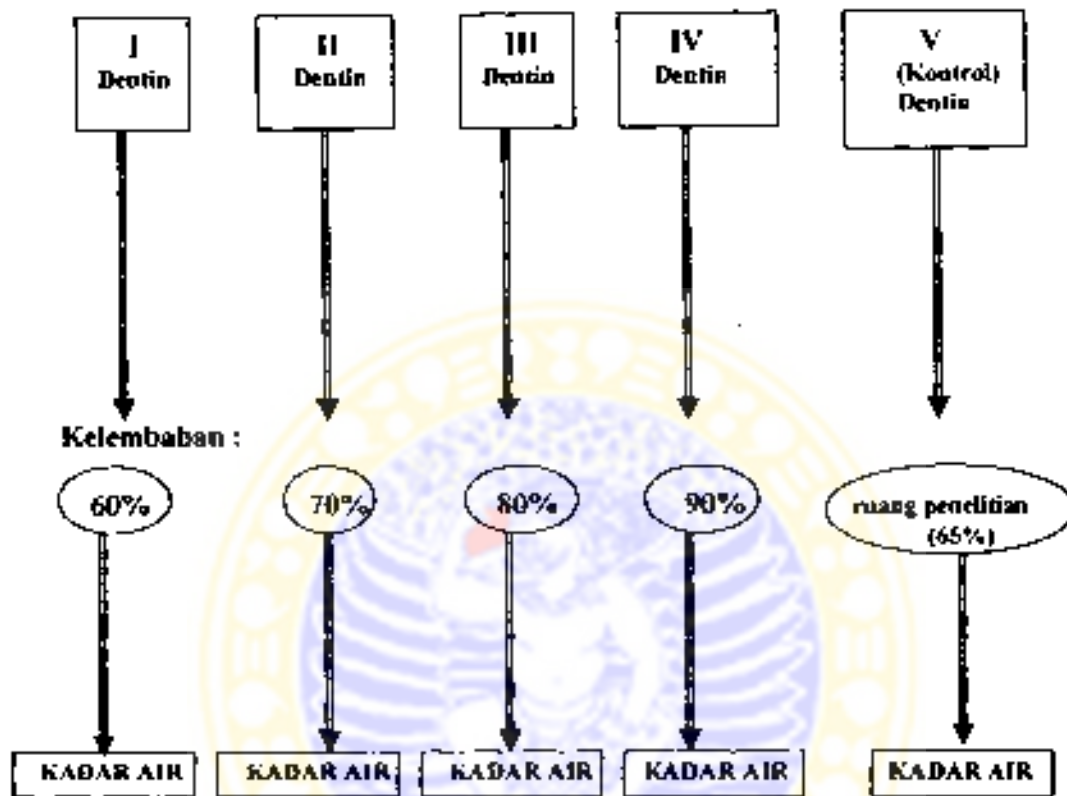
Alat untuk mengukur panjang tag resin dan tebal lapisan hibrid adalah *scanning electron microscope* (SEM) dengan tipe : JEOL, JSM T-100, Japan.

4.5.3 Tata kerja Penelitian

Untuk optimalisasi penelitian di sini, maka sebelumnya dilakukan penelitian terlebih dahulu terhadap kadar air di dalam dentin sebagai mana yang tertera pada skema berikut ini.

PENELITIAN KADAR AIR DENTIN

KELOMPOK PERCOBAAN :



Gambar 4.1. Penelitian Kadar Air Dentin

Urutan pelaksanaan penelitian kadar air dentin :

Spesimen gigi dipotong dengan disk intan dan diasah dengan bur intan hingga mencapai dentin. Selama pemotongan dan pengasahan dentin selalu dibawah air mengalir. Selesai pemotongan, dentin dibersihkan dan direndam dalam larutan garam fisiologis selama 24 jam. Selanjutnya dikeringkan dengan kertas penghisap selama 5 menit. Berikutnya spesimen tersebut dimasukkan kedalam desikator selama 1 jam.

Adapun pembagian kelompok penelitian sebagai berikut :

- Kelompok I : dimasukkan desikator dengan kelembaban 60%
- Kelompok II : dimasukkan desikator dengan kelembaban 70%
- Kelompok III : dimasukkan desikator dengan kelembaban 80%
- Kelompok IV : dimasukkan desikator dengan kelembaban 90%
- Kelompok V: kontrol, perlakuan dilaksanakan diruang penelitian

Segera setelah dikeluarkan dari desikator, ditimbang tepat (misalkan A mg), kemudian spesimen dimasukkan oven dengan suhu 70°C dan selanjutnya ditimbang tepat hingga mencapai berat konstan (B mg). Lama pemanasan berkisar antara 40 - 55 menit.

Berat air, C = (A - B) mg. Jadi kadar air dentin = $\frac{C}{A} \times 100\%$

Jumlah sampel setiap kelompok perlakuan adalah lima.

Cara mengatur kelembaban di dalam desikator adalah sebagai berikut :

Untuk mengatur kelembaban 90% caranya ialah, ke dalam desikator (pada bagian dasarnya) diberi air 150 cc, kemudian di masukkan alat higrometer yang sebelumnya alat tersebut telah dikalibrasi. Pada kondisi seperti ini kelembaban yang terlihat pada higrometer berkisar antara 94% - 95%. Selanjutnya dari keran yang terletak di atas desikator, udara dipompa keluar dengan alat penyedot, *air suction* hingga kelembaban mencapai 90% dan keran langsung ditutup. Untuk kelembaban 80%, udara di dalam desikator tadi dipompa keluar hingga mencapai kelembaban 80%. Supaya mempercepat kerja yang kita lakukan maka di dalam desikator dapat diberi gel silika yang telah diaktifkan

terlebih dahulu. Demikian seterusnya udara dipompa keluar hingga kelembaban di dalam desikator mencapai angka 60%.

A. Penelitian terhadap ikatan kimia dengan FTIR (Fourier Transform Infrared Spectroscopy)

Penelitian dilaksanakan di Laboratorium Dasar Bersama UNAIR (LDB UNAIR) Kelembaban ruang : 65%, suhu ruang : $25^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$.

Cara membuat sampel pellets KBr :

Dipersiapkan serbuk KBr (kalium bromida) dengan berat 300 mg, kemudian ditetesi HEMA sebanyak 10 μl (berat 10,7 mg) dengan pipet-mikro. Berat jenis HEMA : 1,07 g/ml. Berat serbuk KBr dan HEMA kini menjadi 310,7 mg dan selanjutnya digerus dengan mortal dan pestel yang terbuat dari batu agat (*agate*). Dari campuran serbuk ini diambil sebagian serta ditimbang dengan berat 50 mg dan berikutnya dimasukkan ke dalam alat KBr die. Kemudian dimampatkan dengan alat penekan hingga 10 ton seraya divakum. Proses penekanan dan vakum ini dikerjakan dalam waktu 5 – 10 menit. Hasil yang diperoleh yaitu sebuah pellets bening (bentuk seperti tablet tipis). Pellets ini kemudian diobservasi ke dalam alat FTIR. Sampel ini dipakai sebagai kontrol

Tahapan berikutnya yaitu mempersiapkan sampel kolagen yang dicampur HEMA, caranya adalah : timbang kolagen seberat 2 mg, kemudian ditetesi HEMA 10 μl (10,7 mg), selanjutnya ditambahkan serbuk KBr hingga beratnya mencapai 310,7 mg. Campuran serbuk ini digerus, kemudian diambil 50 mg dan dimasukkan ke dalam KBr die. Berikutnya ditekan hingga 10 ton sambil divakum. Pellets yang dihasilkan diobservasi ke dalam alat

FTIR. Cara membuat sampel untuk kelompok perlakuan dengan bermacam-macam kelembaban adalah sebagai berikut :

Serat kolagen seberat 2 mg. dimasukkan ke dalam desikator yang di dalamnya juga telah diberi alat higrometer yang sebelumnya telah dikalibrasi. Kemudian diatur kelembaban di dalam desikator menjadi 60%, 70%, 80% dan 90%.

Segera setelah dikeluarkan dari desikator, kolagen tersebut ditetesi HEMA dan ditambahkan serbuk KBr hingga mencapai berat 310,7 mg. Kemudian digerus, diambil 50 mg, ditekan 10 ton seraya divakum dan selanjutnya dibuat pellets dengan cara sama seperti yang telah dijelaskan di atas. Dalam studi ini, setiap kelompok percobaan dilakukan hingga tiga kali penelitian ($n = 3$ untuk setiap kelompok). Pengukuran dilakukan pada puncak pita serapan karbonil (C=O) dari kelompok perlakuan yang dibandingkan dengan kelompok kontrol.

Spektrum infra merah dapat pula digunakan untuk menghitung penilaian kuantitatif dari komponen pada zat campuran. Akan tetapi jumlah setiap faktor harus benar benar dihitung secara cermat dan hati hati, supaya menghasilkan data yang akurat dan dapat dipercaya (Kemp, 1988)

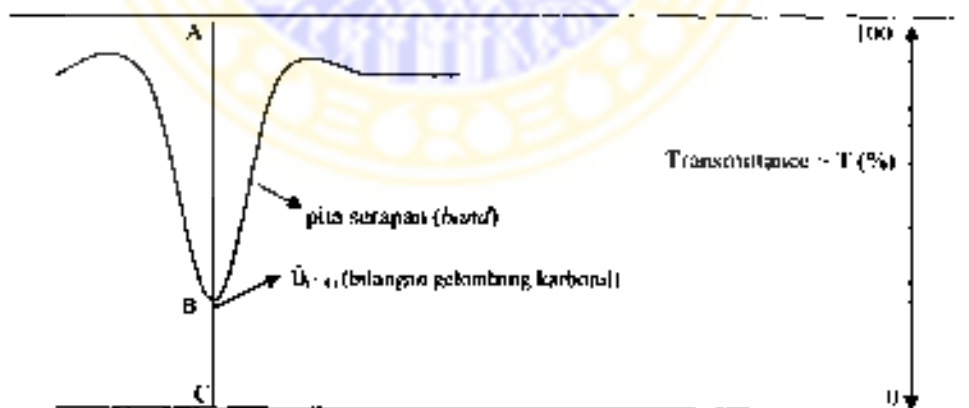
Bila serat kolagen dicampur dengan HEMA, maka akan terjadi reaksi kimia antara gugus amino pada kolagen dengan gugus karbonil ester pada HEMA serta hasil sampingnya berupa zat etilen-glikol. Gugus karbonil ester pada HEMA ternyata tidak seluruhnya habis bereaksi dengan gugus amino kolagen. Hal ini dapat terlihat pada puncak pita serapan karbonil campuran HEMA dan kolagen yang berkurang namun tidak menghilang. Serapan

bilangan gelombang (*wavenumber*) karbonil ester ($\nu_{C=O}$) berkisar antara 1700 – 1750 cm^{-1} .

Di dalam penelitian ini, puncak pita serapan karbonil ester pada HEMA dipakai sebagai kontrol / pembandingan dengan puncak pita serapan karbonil ester pada kelompok percobaan dengan bermacam macam perlakuan kelembaban.

Bila banyak gugus karbonil pada HEMA yang bereaksi dengan gugus amino kolagen maka pada spektrum infra merah akan terjadi pengurangan puncak pita serapan karbonil ester campuran HEMA dengan kolagen. Sehingga dapat diasumsikan bahwa kalau ada pengurangan puncak pita serapan karbonil HEMA yang besar maka banyak gugus karbonil ester yang berikatan dengan gugus amino. Ini berarti ikatan kimia antara HEMA dan kolagen menjadi lebih kuat.

Adapun cara menghitung puncak pita serapan karbonil (P) sebagai berikut (Kemp, 1988) :

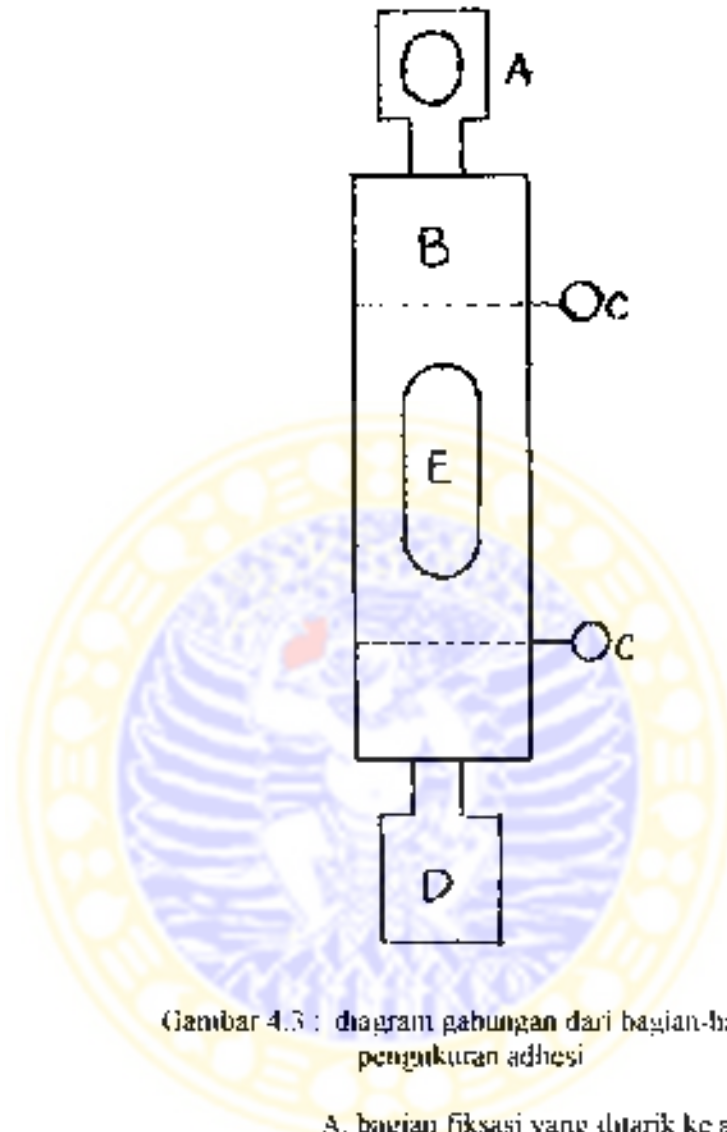


Gambar 4.2 : diagram puncak pita serapan karbonil HEMA

$P = (BC / AB) \times 100$: AB, BC diukur dalam sentimeter. Perhitungan ini cukup akurat dan dapat dipercaya apabila intensitas pita serapan berada pada T, 30% - 60%

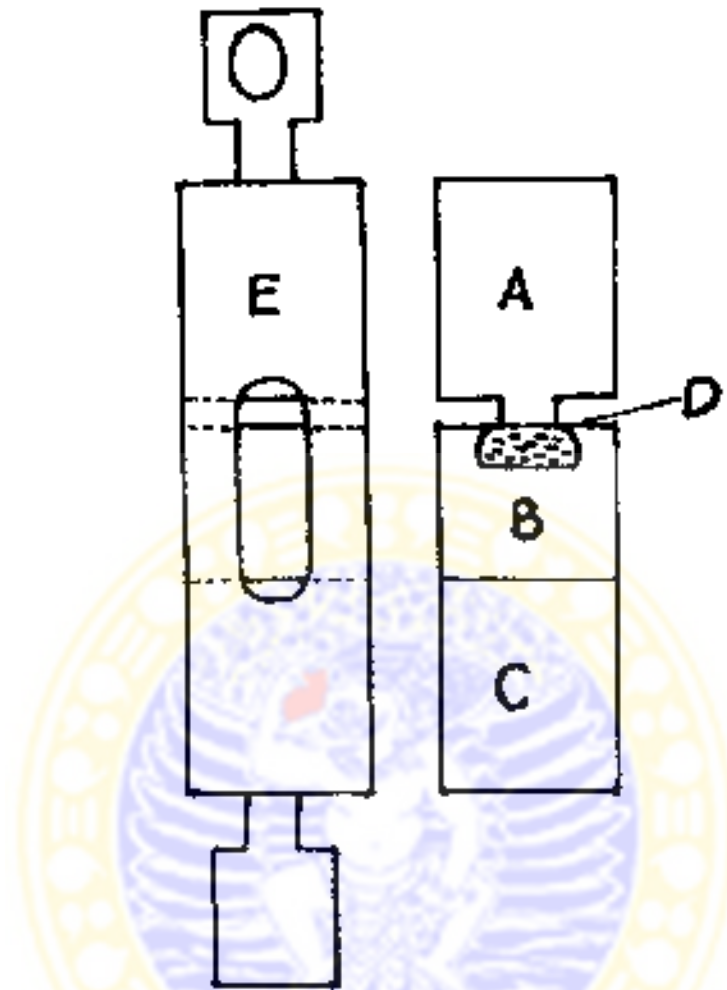
B. Penelitian terhadap kekuatan perlekatan tarik

Gigi seduhan dibersihkan secara hati-hati dengan membuang kotoran pada permukaan gigi menggunakan sikat, untuk jaringan lunak atau keras dengan skalpel tajam. Selama pembersihan, gigi selalu dalam keadaan basah. Selanjutnya gigi dipotong dengan disk *diamond* dan ditanam dalam blok silinder gips keras (gambar 4.4 B). Bagian dentin menghadap keatas. Untuk preparasi samjaat bagian dentin dipakai bu intan bentuk fisur. Kemudian permukaan dentin dihaluskan memakai kertas gosok silikon no 400 dan diteruskan dengan no. 1000. Bagian dentin selanjutnya ditutup dengan *adhesive tape* isolasi yang berlubang 3 mm dan diletakkan tepat di tengah permukaan dentin. Persiapan seduhan di atas sesuai dengan prosedur Soetopo (1980). Berikutnya spesimen dentin diulas etsa asam fosfat 37% dengan *cotton pellets* selama 15 detik, kemudian dicuci dengan air akuades 20 cc dari spuit injeksi dan dikeringkan dengan cara diusap secara halus memakai *cotton pellets*. Tahapan selanjutnya gigi seduhan dimasukkan ke dalam desikator selama 1 jam dengan kelembaban 60% untuk kelompok I; kelembaban 70% untuk kelompok II, kelompok III 80%, kelompok IV, 90% dan kelompok V (kontrol) dikerjakan di ruang penelitian (kelembaban 65%). Setiap kelompok percobaan jumlah sampel = 8, sesuai dengan perhitungan ruttus Limeshow, *et al* (1993).



Gambar 4.3 : diagram gabungan dari bagian-bagian untuk pengukuran adhesi

- A. bagian fiksasi yang ditarik ke atas
- B. tabung penyangga
- C. pengunci dari kawat
- D. bagian fiksasi sebelah bawah
- E. lubang tempat ujung alat *light curing*



Gambar 4.4. Bagian-bagian dan pemasangan kurungan gambar 4.3
 A: silinder plunger (pelacak)
 B: silinder gips keras yang terdapat gigi seduhan
 C: penyangga spesimen pada waktu spesimen dan plunger dilekatkan menjadi satu
 D: gigi seduhan yang tertanam
 E: tabung penyangga supaya spesimen dan plunger tetap dalam garis lurus

Sejera setelah dikeluarkan dari desikator, gigi seduhan dilas dengan larutan primer dan bonding yang telah dicampur menjadi satu (Vesco) . caranya larutan ini diteteskan dari botol pada *disposable brush*, dilasakan pada permukaan dentin dan dibiarkan selama 30 detik, kemudian dilakukan

penyinaran dengan *light curing unit* selama 20 detik (cara tersebut dilakukan sesuai dengan petunjuk pabrik). Balok silinder selanjutnya dimasukkan ke dalam plunger. Pada plunger lawan diisi akrilik *self cured* sebagai bahan tumpatan diatas dentin bonding. Cara mengaduk akrilik *self cured* . disiapkan *dappen glass* yang diisi bubuk akrilik, kemudian ditetesi cairan monomernya dan diaduk dengan spatula logam hingga kental. Dengan *plastic filling instrument* adonan akrilik tersebut dimasukkan ke dalam lubang plunger lawan dan selanjutnya dipersatukan dengan plunger satunya serta difiksasi dengan cara memasang pasak pengunci (gambar 4.3 (c)). Sampel kemudian disimpan di dalam suhu ruangan.

Hari berikutnya diuji kekuatan tariknya dengan alat Autograph (di Laboratorium Dasar Bersama UNAIR). Pada saat pemakaian, alat dioperasikan dengan ketentuan sebagai berikut : kecepatan *cross head* = 10 mm / menit, range . 5, kapasitas *load cell* . 5 kN / 500 kgf.

Hasil yang terlihat pada layar mempunyai satuan kgf.

1 kgf = 9.81 N. 1MPa = N / mm². Luas permukaan dentin coba = $\pi r^2 = 7.1$ mm²

C. Pengukuran tebal lapisan hibrid dan panjang tag resin dengan SEM (*scanning electron microscope*)

Cara penyiapan sampel penelitian :

Pada bidang labial gigi insisivus dibuat preparasi bentuk bulat, diameter 5 mm, kedalamannya hingga mencapai dentin (± 2 mm). Kemudian gigi sediaan dicuci dengan semprotan akuades steril menggunakan spuit injeksi 20

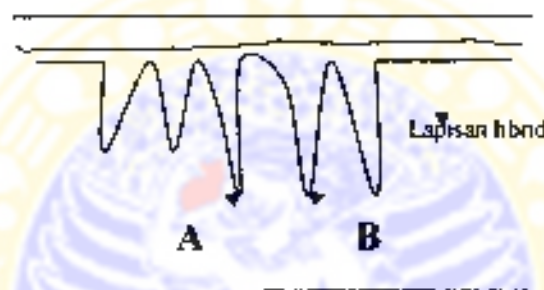
cc, selanjutnya dikeringkan dengan cotton pellets. Tahapan berikutnya dilakukan etsa asam (asam fosfat 37%) selama 15 detik dan dicuci dengan akuades dari spuit injeksi 20 cc, kemudian dikeringkan dengan cara diusap secara halus memakai cotton pellets. Berikutnya sediaan tersebut segera dimasukkan desikator selama 1 jam. Untuk kelompok I, kelembaban 60%, kelompok II- kelembaban 70%; kelompok III- 80%; kelompok IV- 90% dan kelompok V (kontrol)- kelembaban 65%

Segera setelah dikeluarkan dari desikator, gigi sediaan diulas larutan dentin bonding (Voco) sesuai dengan prosedur pada bagian B (kekuatan tarik). Berikutnya dilakukan penempatan dengan bahan akrilik *self cured*. Tahapan selanjutnya yaitu pemotongan gigi sediaan, caranya : dibuat keratan yang melingkari gigi serta tepat ditengah preparasi kavitas dengan disk intan. Kemudian secara hati-hati melalui keratan tadi, gigi dibelah dengan *chisel* (pahat) dan dipukul dengan palu hingga terbelah dua. Sebelum pembelahan, gigi ditipiskan sedemikian rupa sehingga setelah terbelah gigi tersebut mempunyai ukuran : diameter kurang dari 10 mm dan tebalnya 1-2 mm. Bagian yang akan diperiksa disemprot akuades steril sebanyak 20 cc dan dibiarkan mengering pada suhu kamar. Bagian yang tidak diperiksa diberi tanda dengan spidol warna. Selanjutnya gigi ini telah siap untuk proses pemeriksaan dengan alat SEM. Setiap kelompok percobaan berjumlah 3 sampel penelitian.

Proses pemeriksaan dibawah alat SEM :

Gigi yang diamati dilekatkan pada *holder (stub)* dengan lem khusus (resin epoksi) yang telah diben serbuk aluminium. Dibiarkan sampai mengering dalam satu hari. Holder tersebut berbentuk silindris dengan diameter 10 mm, tinggi 5 mm. Dilakukan pelapisan permukaan dentin menggunakan alat vakum evaporator kurang lebih satu jam. Bahan pelapisnya adalah emus murni. Tekanan vakum berkisar antara 10^{-5} - 10^{-7} torr

Cara menghitung tag resin dan lapisan hibrid pada SEM :

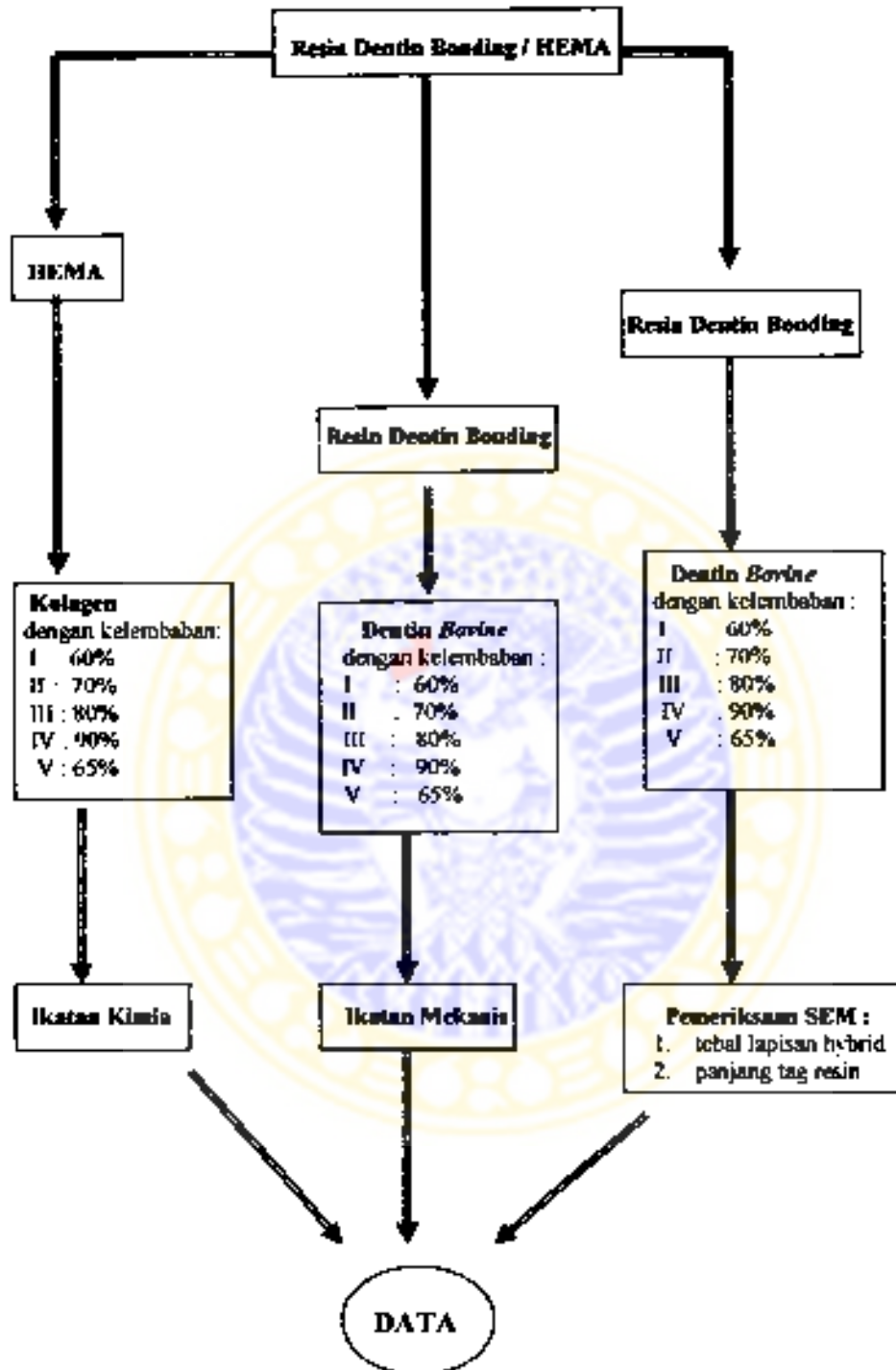


Gambar 4.5 : gambar skema tag resin di dalam tubuh dentin
A dan B merupakan ujung tag

Tentukan jarak A - B pada film negatif dan foto cetak (positif).

Misalkan pada film negatif A-B = 30 mm dan pada foto cetak berjarak 54 mm, maka perubahan yang terjadi $54 : 30 = 1.8$. Pembesaran (v) yang digunakan scumpama 3500 kali $10 \mu\text{m} = 0.01 \text{ mm}$. Pembesaran (v) = 3500, berarti $3500 \times 10 \mu\text{m} = 35.000 \mu\text{m} = 35 \text{ mm}$. Jadi $10 \mu\text{m}$ setara dengan 35mm (pada film negatif). Pada foto cetak : $35 \times 1.8 = 63 \text{ mm}$. Untuk $1 \mu\text{m}$ setara dengan 6.3 mm, sehingga bila menghitung panjang tag maupun tebal lapisan hibrid maka pada foto cetak diukur panjang tag dan tebal lapisan hibrid sebenarnya, kemudian dibagi 6.3. Hasilnya dalam satuan mikron

4.6 Alur Penelitian



Gambar 4.6 : Alur Penelitian

BAB 5. ANALISIS DAN HASIL PENELITIAN

5.1 Deskripsi Data Penelitian

Penelitian ini dimaksudkan untuk mengkaji peran kelembaban terhadap kekuatan perlekatan resin bonding (HEMA) dengan kolagen dentin. Perlakuan terhadap parameter penelitian ialah pengukuran secara kimia (yakni ikatan kimia antara HEMA dengan kolagen dentin), secara mekanis (kekuatan perlekatan tarik) dan analisis gambaran mikroskopi perlekatan resin bonding pada permukaan dentin. Penelitian pendahuluan dilakukan untuk menguji besar kelembaban di permukaan luar dentin dengan kadar air yang terdapat di dalam dentin. Hal ini untuk mempelajari seberapa jauh peranan air terhadap kekuatan perlekatan resin bonding (HEMA) dengan kolagen dentin.

Penelitian ini merupakan penelitian dengan desain eksperimental murni (*true experimental design*), oleh karena (Pratiknya, 2001) semua sumber invaliditas dapat terkontrol dengan baik oleh rancangan. Ciri khas yang menjadi kriteria esensial rancangan eksperimental murni adalah pengelompokan subyek dilakukan dengan teknik random, sehingga apabila jumlah subyek memenuhi syarat maka secara metodologik semua variabel luar terdistribusi secara merata pada kelompok perlakuan dan kelompok kontrol. Notoatmodjo (2002) mengemukakan bahwa pengelompokan anggota kelompok kontrol dan kelompok eksperimental dilakukan berdasarkan acak, selanjutnya dilakukan pretes pada kedua kelompok tersebut dan diikuti

intervensi pada kelompok eksperimental. Setelah beberapa waktu dilakukan postes pada kedua kelompok tersebut

Untuk menentukan bahwa data yang diperoleh relevan atau tidak bagi perhitungan uji statistik maka diperlukan uji normalitas dan uji homogenitas. Pada uji normalitas digunakan analisis Kolmogorov-Smirnov test sedangkan uji homogenitas dihitung dengan Levene's test.

5.2 Hasil Penelitian Kadar Air Dalam Dentin

Untuk membuktikan pengaruh kelembaban terhadap permukaan dentin sehubungan dengan perlekatan resin bonding maka dilakukan penelitian terhadap kadar air dalam dentin dengan menggunakan alat Electronic Moisture Balance. Pengukuran dimaksudkan untuk mengetahui jumlah prosentasi berat air dentin sebelum dan sesudah dilakukan perlakuan pemanasan pada massa dentin (dari cara kerja pada bab 4.5.3 diperoleh hasil seperti yang tertera pada tabel 5.1).

Hasil rerata kadar air dentin dan SD dapat dibaca pada tabel di bawah ini (tabel 5.1)

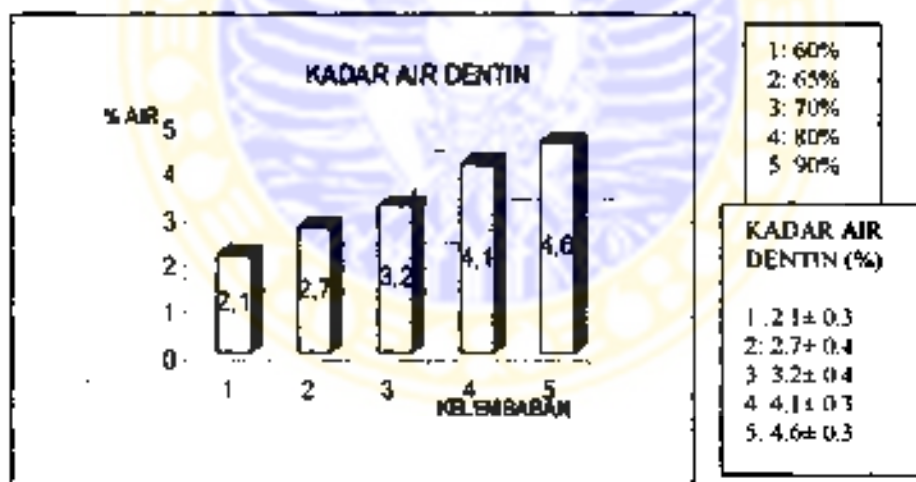
Tabel 5.1 Nilai rerata kadar air dalam dentin dan SD (dalam %)

Kelembaban	N	Rerata (%)	SD
60%	5	2.1000 ^a	0.3391
70%	5	3.2400 ^b	0.4219
80%	5	4.0800 ^c	0.3033
90%	5	4.6000 ^d	0.3082
Kontrol (65%)	5	2.7600 ^e	0.1631

Keterangan :

ANOVA F = 40.966, p > 0.001

Superskrip dengan huruf berbeda menunjukkan ada perbedaan yang bermakna pada $\alpha = 0.05$



Gambar 5.1 : Histogram menunjukkan rerata kadar air dalam dentin dan SD (%).

Tabel 5.1 dan gambar 5.1 menunjukkan bahwa semakin tinggi kelembaban pada permukaan dentin akan berakibat semakin tinggi kadar air dalam dentin.

Selanjutnya untuk mengetahui apakah data tersebut mempunyai sebaran yang normal maka dilakukan perhitungan dengan uji *one sample* Kolmogorov-Smirnov. Dikatakan mempunyai probabilitas normal bila sekumpulan data mengelompok pada nilai rerata serta berbentuk gunung yang simetris atau pada grafik *normal probability paper*, sekumpulan data tersebut berada di sekitar garis linier.

Dari perhitungan tersebut diperoleh hasil sebagai berikut ; (lampiran 1)

Kadar air dentin pada kelembaban 60% mempunyai nilai $p = 0.974$ ($p > 0.05$) ; kelembaban 70% mempunyai nilai $p = 0.0999$ ($p > 0.05$) ; kelembaban 80% mempunyai nilai $p = 1.000$ ($p > 0.05$) ; kelembaban 90% mempunyai nilai $p = 0.946$ ($p > 0.05$) dan pada kelompok kontrol (65%) nilai $p = 0.861$ ($p > 0.05$). Nilai p untuk seluruh kelompok lebih besar dari angka 0.05. Berarti data kadar air dentin mempunyai distribusi normal.

Kemudian untuk melihat apakah kelompok percobaan kadar air dentin tersebut homogen maka dilakukan uji homogenitas Levene's test. Dari perhitungan diperoleh nilai $p = 0.874$ ($p > 0.05$). Ini berarti kelompok percobaan kadar air dalam dentin pada kelembaban 60% - 90% adalah homogen, oleh karena variabel percobaan kadar air berdistribusi normal maka untuk melihat perbedaan di antara kelompok percobaan, dilakukan perhitungan dengan uji *one way* ANOVA. Pada lampiran 1 tertera harga $p = 0.001$ ($p < 0.05$). Ini berarti ada perbedaan yang bermakna di antara kelompok percobaan kadar air dalam dentin pada kelembaban 60% - 90%. Selanjutnya untuk mengetahui perbedaan setiap kelompok percobaan, dilakukan perhitungan dengan uji LSD.

Bila dibandingkan antar kelompok percobaan kadar air dentin yang satu dengan lainnya, terlihat ada perbedaan yang bermakna ($p < 0.05$). Keadaan ini terjadi pada seluruh variabel kelompok perlakuan pada kelembaban 60% - 90% (lampiran 1)

5.3 Hasil Pengukuran Ikatan Kimia Antara HEMA dengan Kolagen

Dalam penelitian ini, pengukuran kimia dilakukan dengan menggunakan sediaan pellets KBr kemudian disinari sinar infra merah dan alat spektroskopi infra merah kemudian direkam puncak pita serapan karbonil ester pada HEMA

Secara prinsip, bila gugus karbonil HEMA banyak yang berikatan dengan gugus amino pada kolagen dentin maka nilai puncak pita serapan karbonil HEMA akan menurun. Hal ini menandakan banyak gugus karbonil yang berikatan dengan gugus amino maka artinya ikatan kimia antara HEMA dengan kolagen kuat.

Faktor kendala yang dihadapi dalam penelitian ini ialah, sulitnya untuk memperoleh tingkat kebenaran yang sama di antara sampel pellets satu dengan lainnya. Penyebabnya adalah fibril kolagen merupakan jaringan yang kenyal sehingga sulit untuk digerus menjadi halus dan homogen pada saat pencampuran dengan bubuk KBr. Walaupun secara visual terlihat telah halus dan homogen, namun bila pengamatan yang cermat dengan ujung sonde tajam terasa adanya gumpalan-gumpalan serat kolagen. Kekurangan tersebut menghasilkan pellets yang terlihat tidak bening, terlihat adanya garis-garis atau serat dari kolagen. Keadaan ini menyebabkan nilai T (*transmittance*) sangat rendah dan tidak representatif untuk dilakukan penghitungan puncak pita serapan karbonil. Untuk mengatasinya, maka pada waktu penggerusan kolagen serta pencampuran dengan KBr, harus cermat, teliti dan untuk menghindari adanya gumpalan, setiap saat dikontrol menggunakan

sonde. Hanya campuran yang halus dan homogen saja digunakan untuk pembuatan sampel.

Hal lain yang menjadi faktor penyulit adalah, bila kolagen ditetesi cairan HEMA akan menjadi suatu massa yang basah dan lengket, karena menurut Belli *et al* (2001) resin HEMA bersifat mengendapkan atau menggumpalkan kolagen / protein (*protein coagulate*). Campuran yang lengket tersebut bila digerus dengan KBr harus homogen untuk menghindari lengketnya pellets di KBr die setelah proses penekanan dan vakum. Pellets yang lengket ini bila dipaksa untuk dilepas maka akan retak atau mungkin hancur sama sekali

Nilai puncak pita serapan karbonil HEMA yang telah berikatan dengan amino kolagen pada kelompok perlakuan akan dibandingkan dengan nilai puncak pita serapan HEMA murni. Hasilnya seperti terlihat pada tabel 5.2 dan gambar 5.2.

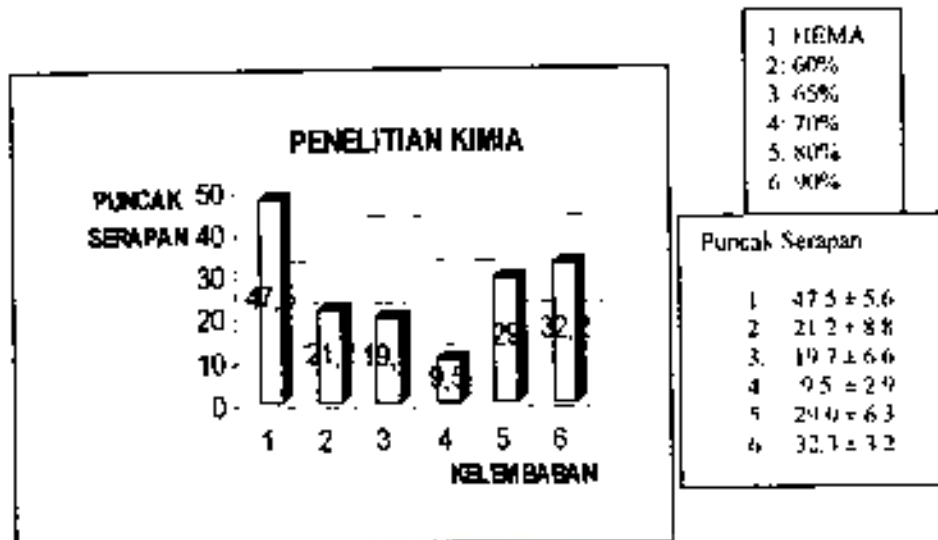
Tabel 5.2 Nilai rerata puncak pita serapan karbonil HEMA pada berbagai kelembaban

Perlakuan	N	Rerata	SD
HEMA	3	47.5667 ^a	5.6448
60%	3	21.2000 ^b	8.8606
70%	3	9.5000 ^c	2.9614
80%	3	29.0000 ^{bcd}	6.3553
90%	3	32.2667 ^{de}	3.2083
65%	3	19.7333 ^{bcd}	6.6214

Keterangan :

ANOVA F = 14.257, $p > 0.001$

Superskrip dengan huruf berbeda menunjukkan ada perbedaan yang bermakna pada $\alpha = 0.05$



Gambar 5.2 : Histogram menunjukkan rerata dan SD puncak pita serapan karbonil HEMA (FTIR)

HEMA murni mempunyai puncak pita serapan karbonil sebesar 47.5 ± 5.6 kemudian harga puncak tersebut akan menurun pada kelembaban 60%, 65% dan 70% yakni dengan nilai 21.2 ± 8.8 ; 19.7 ± 6.6 dan 9.5 ± 2.9 . Ini membuktikan bahwa semakin turun kelembaban tersebut, ikatan antara gugus karbonil HEMA dengan gugus amino kolagen akan meningkat. Akan tetapi pada kelembaban 80% dan 90% gugus karbonil HEMA yang berikatan dengan amino kolagen justru menurun, dimana puncak pita serapan berada pada nilai 29.0 ± 6.3 dan 32.3 ± 3.2 .

Untuk mengetahui data pengukuran secara kimia merupakan sebaran yang normal, dilakukan uji Distribusi Normal. Harga p untuk seluruh kelompok perlakuan kelembaban 60% - 90% menunjukkan angka yang lebih besar daripada 0.05 ($p > 0.05$). Ini berarti data kelompok percobaan ikatan kimia pada kelembaban 60% -90% merupakan distribusi normal.

Berikutnya uji homogenitas dilakukan untuk membuktikan apakah kelompok percobaan kimia tersebut homogen, maka dari perhitungan diperoleh nilai p

0.460 ($p > 0.05$) yang berarti kelompok percobaan secara kimia pada kelembaban 60% - 90% adalah homogen.

Pengaruh kelembaban 60% - 90% terhadap ikatan kimia antara HEMA dan kolagen dentin menunjukkan adanya perbedaan yang bermakna untuk masing-masing kelompok percobaan ($p < 0.05$). Ini merupakan hasil perhitungan statistik dengan uji ANOVA (lampiran 2). Adanya perbedaan antar kelompok percobaan kimia untuk kelembaban 60% - 90% dapat disimak pada perhitungan dengan uji LSD (lampiran 2).

Hasil perhitungan ditemukan bahwa nilai puncak pita serapan HEMA murni bila dibandingkan dengan puncak pita serapan HEMA kelompok percobaan pada kelembaban 60% ada perbedaan yang bermakna ($p < 0.05$). Demikian pula bila dibandingkan antara HEMA murni dengan kelompok percobaan pada kelembaban 70%, 80%, 90% dan 65% terdapat perbedaan yang bermakna. Akan tetapi kelompok percobaan kelembaban 60% bila dibandingkan dengan kelompok percobaan pada kelembaban 65%, 80% tidak terdapat perbedaan yang bermakna ($p > 0.05$).

Kelompok percobaan dengan kelembaban 70% bila dibandingkan dengan kelompok percobaan kelembaban 60%, 80% dan 90% terdapat perbedaan yang bermakna ($p < 0.05$), sedangkan bila dibandingkan dengan kelompok percobaan kelembaban 65% (kontrol) tidak terdapat perbedaan yang bermakna.

Bila dibandingkan antara kelompok percobaan kelembaban 80% dengan kelembaban 70% terdapat perbedaan yang bermakna, namun bila dibandingkan dengan kelompok percobaan kelembaban 60%, 90% dan 65% (kontrol) tidak ada perbedaan yang bermakna.

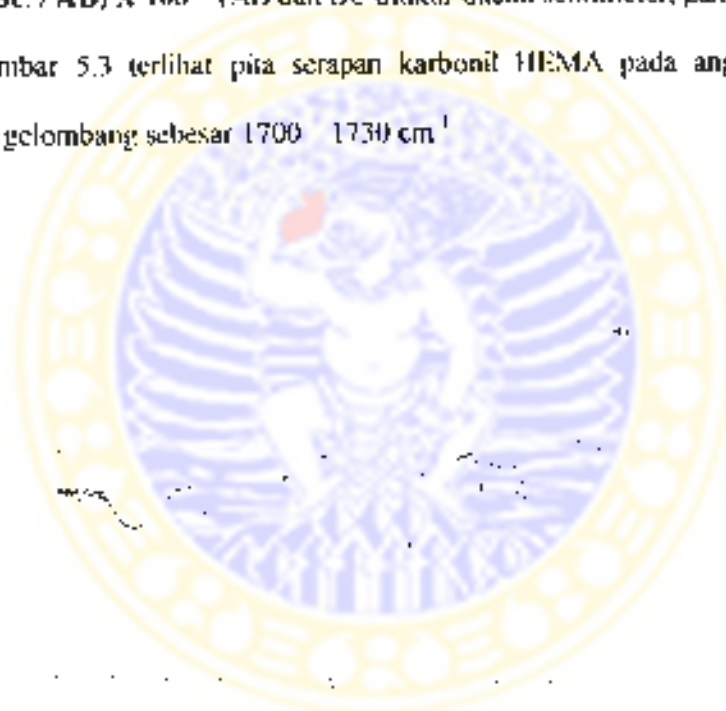
Kelompok percobaan dengan kelembaban 90% bila dihandingkan dengan kelompok percobaan kelembaban 60% dan 65% terdapat perbedaan yang bermakna (lampiran 2).

Gambaran pita serapan karbonil HEMA pada spektrum FTIR :

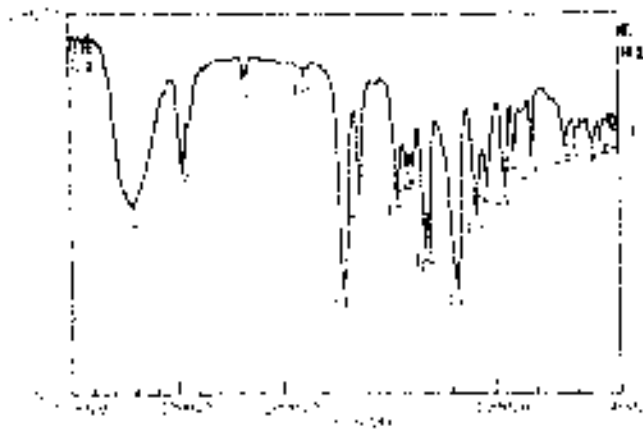
Sesuai dengan perhitungan Kemp (1988) pada gambar di bawah ini maka nilai puncak pita serapan karbonil mempunyai rumus sebagai berikut .

$$P = (BC / AB) \times 100 \quad (\text{AB dan BC diukur dalam sentimeter, gambar 4 2})$$

Pada gambar 5.3 terlihat pita serapan karbonil HEMA pada angka 9 dengan bilangan gelombang sebesar $1700 - 1730 \text{ cm}^{-1}$

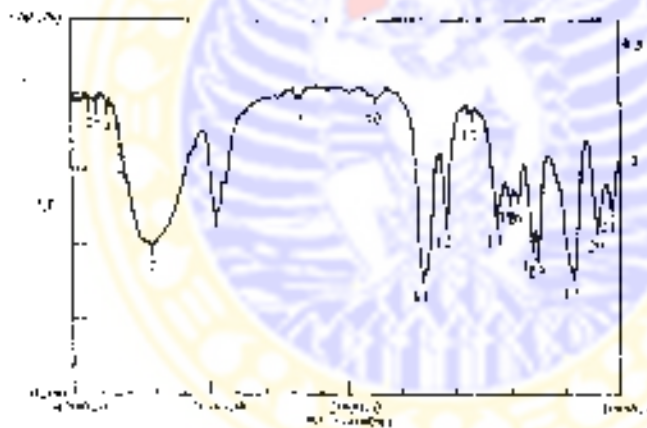


Gambar 5.3 Spektrum infra merah HEMA murni (KBr pellets)
Nilai puncak pita serapan karbonil = 538 (angka 9) (H 1)



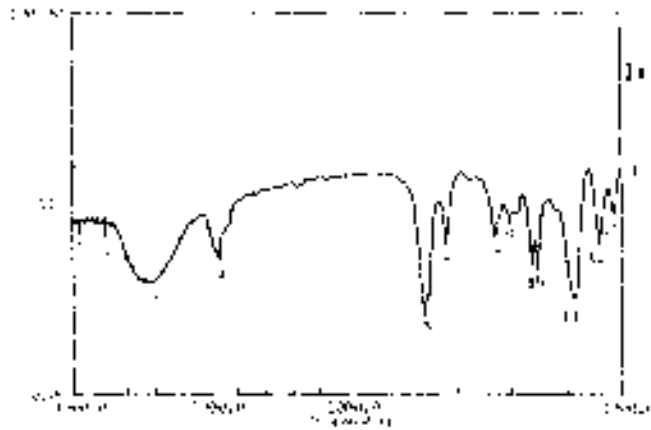
Gambar 5.4 : Spektrum infra merah HEMA murni (KBr pellets)

Nilai puncak pita serapan karbonil = 42.8 (angka 11) (H.2)

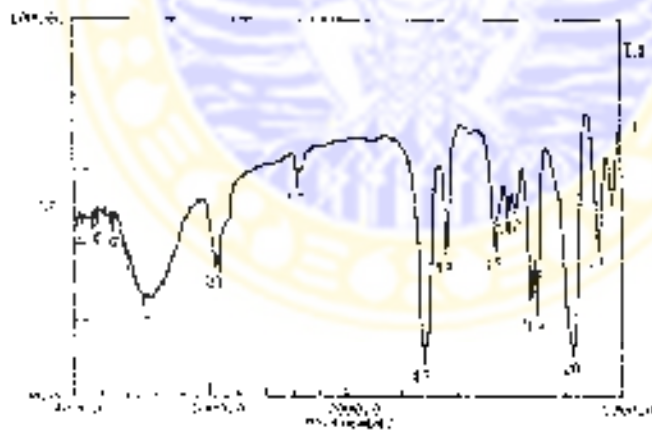


Gambar 5.5 : Spektrum infra merah HEMA murni (KBr pellets)

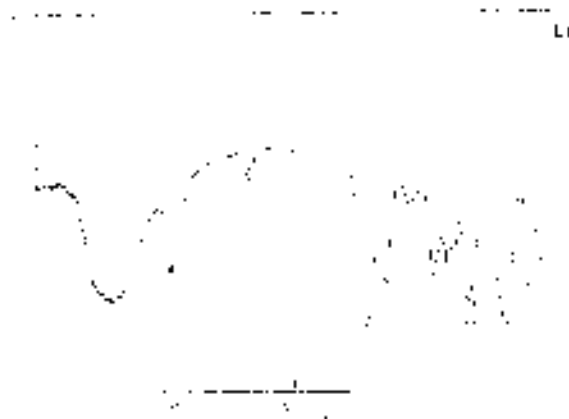
Nilai puncak pita serapan karbonil serapan = 46.1 (angka 11) (H.3)



Gambar 5.6 . Spektrum infra merah HEMA + kolagen (KBr pellets)
 Nilai puncak pita serapan karbonil : 29.8 (angka 5)
 Kelembaban 60% (I.1)



Gambar 5.7 . Spektrum infra merah HEMA + kolagen (KBr pellets)
 Nilai puncak pita serapan karbonil : 13.1 (angka 13)
 Kelembaban 60% (I.2)



Gambar 5.8. Spektrum infra merah HEMA + kolagen (KIB pellets)

Nilai puncak pita serapan karbonil = 21.7 (angka 5)

Kelembaban 43% (L 3)



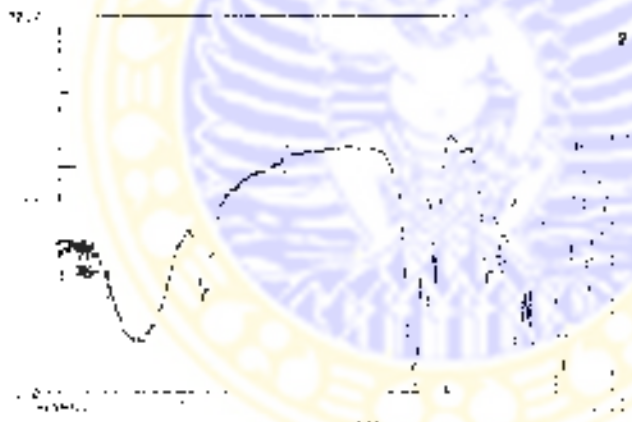
Gambar 5.9. Spektrum infra merah HEMA + kolagen (KIB pellets)

Nilai puncak pita serapan karbonil = 12.3 (angka 9)

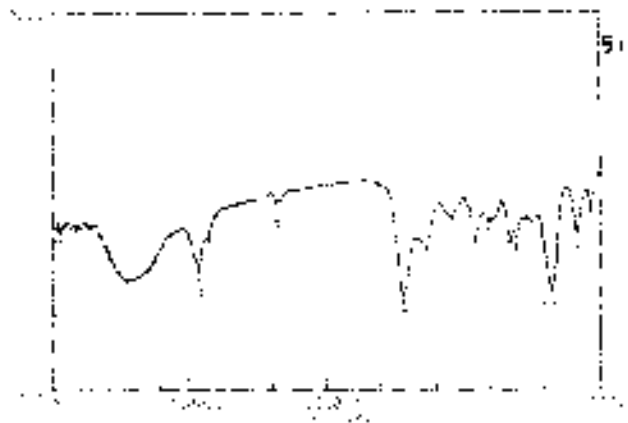
Kelembaban 70% (L 1)



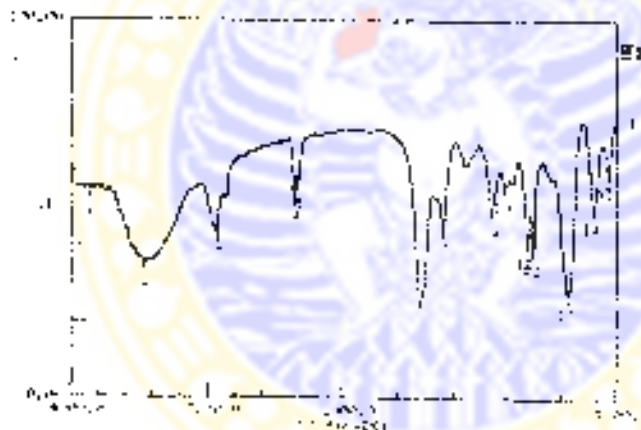
Gambar 5.10 Spektum infra merah HEMA + kolagen (KBr pellets)
 Nilai puncak pita serapan karbonyl = 17.8 (angka 1)
 Kelembaban 70% (II.2)



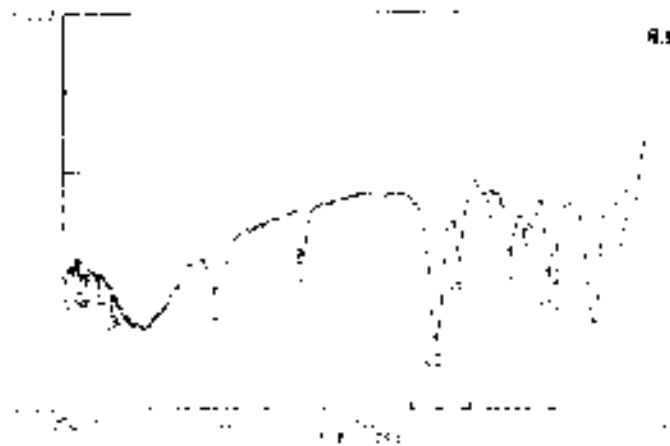
Gambar 5.11 Spektum infra merah HEMA + kolagen (KBr pellets)
 Nilai puncak pita serapan = 16.4 (angka 12)
 Kelembaban 70% (II.3)



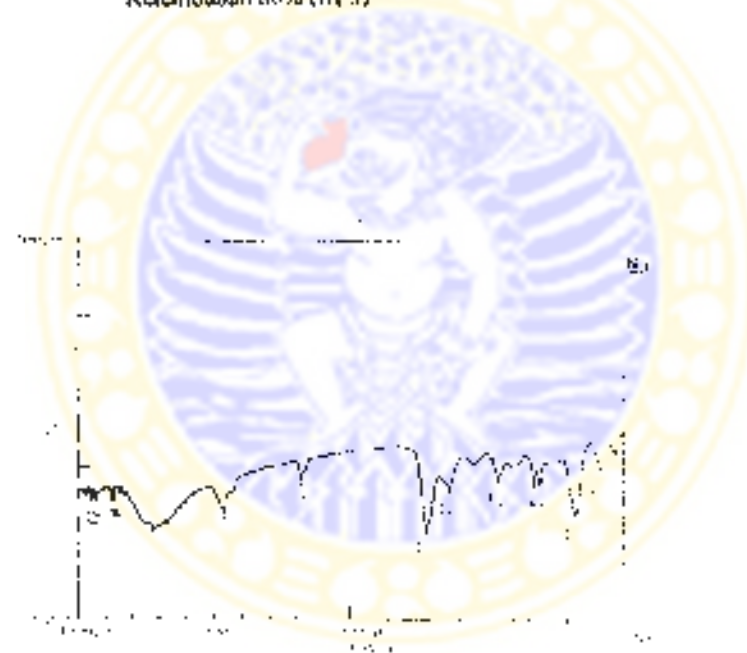
Gambar 5.12 Spektrum infra merah HEMA + kolagen (KBr pellets)
 Nilai puncak pita serapan karbonil = 333 (angka 7)
 Kelembaban 80% (III 1)



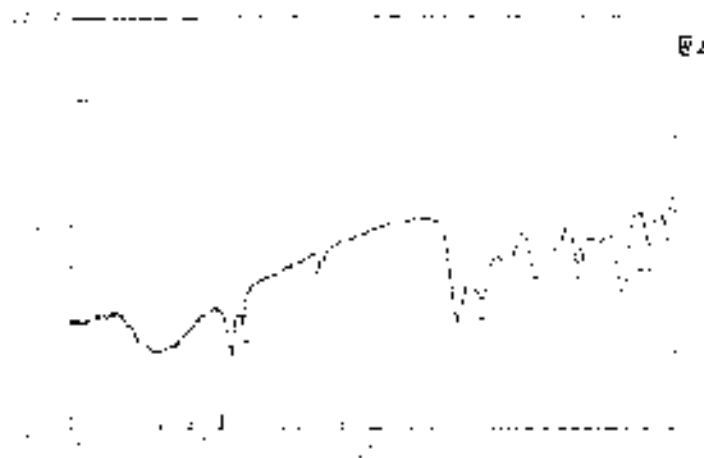
Gambar 5.13 : Spektrum infra merah HEMA + kolagen (KBr pellets)
 Nilai puncak pita serapan karbonil = 320 (angka 6)
 Kelembaban 80% (III 2)



Gambar 5.14: Spektrum infra merah HEMA + kolagen (KBr pellets)
 Nilai puncak pita serapan karbonil = 21.7 (angka 15)
 Kelembaban 80% (III.3)



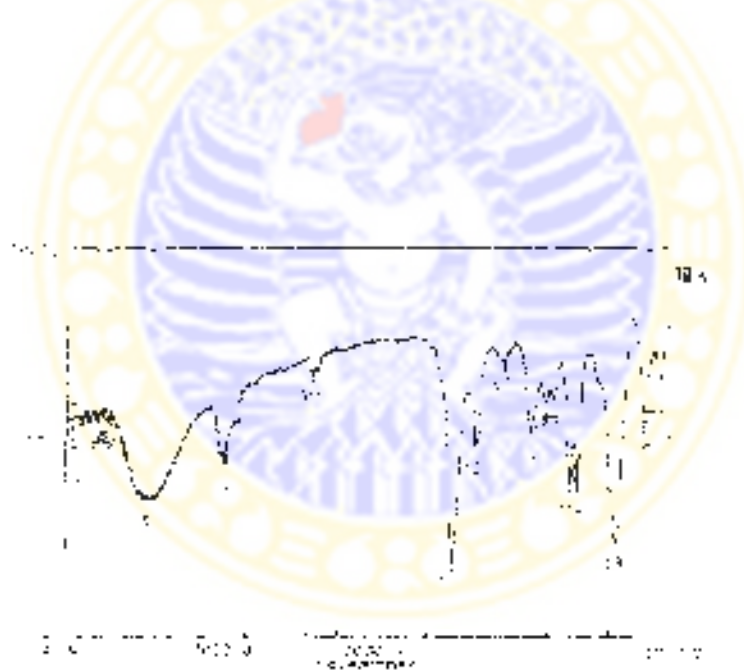
Gambar 5.15: Spektrum infra merah HEMA + kolagen (KBr pellets)
 Nilai puncak pita serapan karbonil = 32.0 (angka 16)
 Kelembaban 98% (IV.1)



Gambar 5.16 . Spektrum infra merah HEMA + Kolagen (KBr pellets)

Nilai puncak pita serapan karbonil = 15.6 (angka 3)

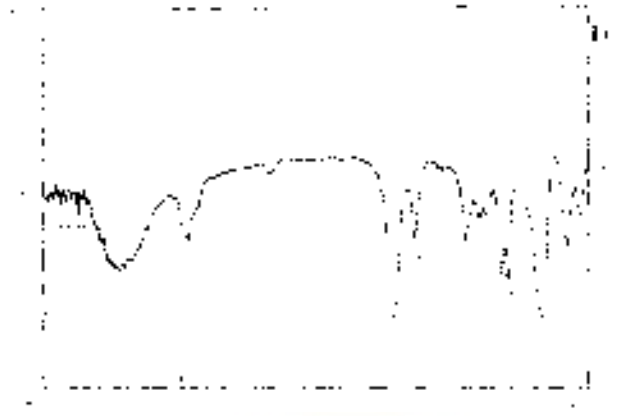
Kelembaban 90% (IV 2)



Gambar 5.17 . Spektrum infra merah HEMA + Kolagen (KBr pellets)

Nilai puncak pita serapan karbonil = 29.2 (angka 11)

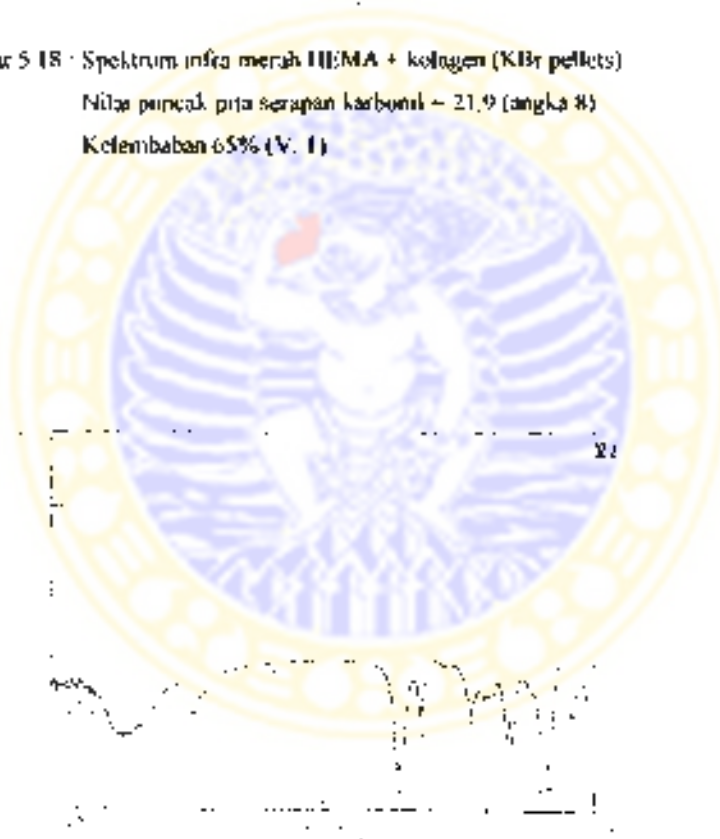
Kelembaban 90% (IV 3)



Gambar 5.18 : Spektrum infra merah HEMA + kolagen (KBr pellets)

Nilai puncak pita serapan karbonil = 1719 (angka 8)

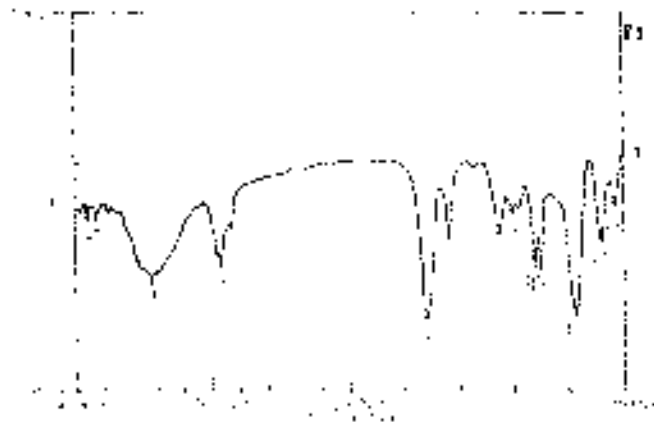
Kelentaban 65% (V. 1)



Gambar 5.19 : Spektrum infra merah HEMA + kolagen (KBr pellets)

Nilai puncak pita serapan karbonil = 1713 (angka 8)

Kelentaban 65% (V. 2)



Gambar 5.20 Spektrum infra merah HEMA + kolagen (KIR pellets)
 Nilai puncak pita serapan karbonil = 2940 (cm^{-1})
 Kelembaban 65% (V 3)

5.4 Hasil kekuatan tarik resin bonding dengan kolagen dentin

Penelitian dilakukan pada permukaan dentin *bovine*. Bagian enamel diasah rata (arah sejajar pulpa) hingga mencapai dentin. Luas permukaan dentin yang digunakan untuk penelitian yaitu sebesar 7 mm^2 . Kekuatan tarik (MPa) diuji dengan alat Autograph Shimadzu di LDB – UNAIR.

Sebelum aplikasi bahan resin bonding pada permukaan dentin, permukaan tersebut dicuts dengan asam fosfat 37% kemudian dicuci dengan air dan dikeringkan dengan teknik *blot dry*. Selanjutnya gigi sediaan diberi perlakuan dengan kelembaban 60%, 70%, 80%, 90% dan sebagai kontrol ialah 65%. Kelompok perlakuan dikerjakan di dalam desikator kecuali untuk kontrol dilakukan di dalam ruang penelitian.

Segera setelah dikeluarkan dari desikator, gigi sediaan diaplikasi bahan resin bonding (Voco) dengan teknik sesuai dengan petunjuk pabrik, kemudian dimasukkan ke dalam alat plunger dan disimpan dalam ruang dengan suhu r

28^d C (gambar 4.3 dan 4.4). Setelah 24 jam dilakukan uji kekuatan tarik. Cara penelitian selengkapnya telah diuraikan pada Bab 4, Tata kerja bagian B.

Hasil kekuatan tarik, rerata dan SD tercantum pada tabel 5.3 dan gambar 5.21

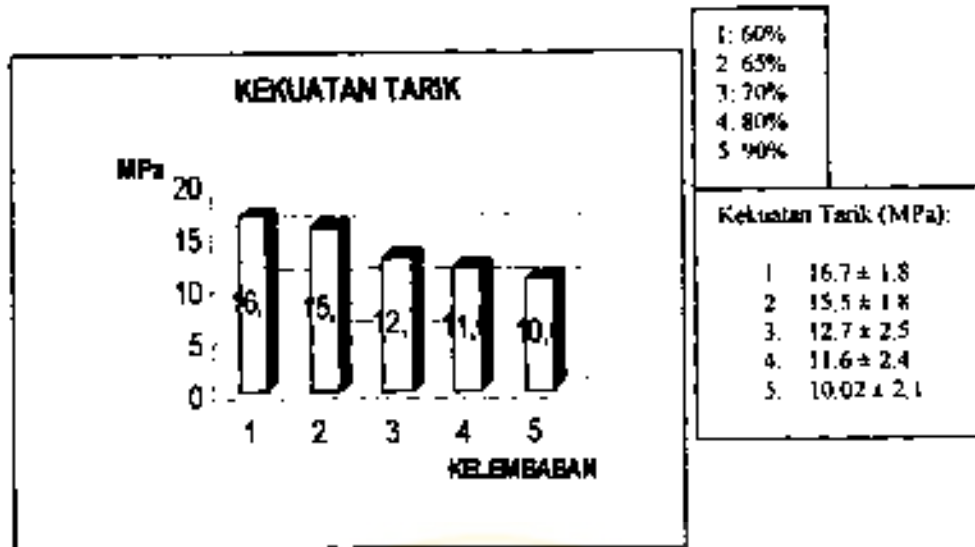
Tabel 5.3 : Nilai rerata dan SD kekuatan tarik antara bahan bonding (Voco) dengan dentin (dalam MPa)

Perlakuan	N	Rerata (MPa)	SD
60%	8	16.7375 ^a	1.8384
70%	8	12.7375 ^b	2.4744
80%	8	11.5875 ^{bc}	2.3967
90%	8	10.0250 ^{cd}	2.0755
Kontrol, 65%	8	15.5000 ^a	1.8237

Keterangan :

ANOVA F = 13.387, $p > 0,001$

Superskrip dengan huruf berbeda menunjukkan ada perbedaan yang bermakna pada $\alpha = 0.05$



Gambar 5.21 : Histogram rerata dan SD kekuatan tarik antara bahan bonding (Voco) dengan dentin (MPa)

Bila dianalisis tabel 5.3, terlihat bahwa kekuatan perlekatan tarik yang paling tinggi diperoleh pada kelompok percobaan dengan kelembaban 60% (16.7 ± 1.8 MPa). Kemudian dengan bertambahnya kelembaban yakni pada 65%, 70%, 80% dan 90% nilai kekuatan tarik tersebut menurun menjadi 15.5 ± 1.8 MPa; 12.7 ± 2.5 MPa; 11.6 ± 2.4 Mpa dan 10.02 ± 2.1 Mpa.

Untuk mengetahui apakah sebaran data kekuatan tarik tersebut normal maka diselesaikan dengan uji Kolmogorov-Smirnov. Pada tabel (lampiran 3) menunjukkan bahwa kelompok percobaan pada kelembaban 60% - 90% mempunyai nilai $p > 0.05$. Hal ini menandakan bahwa data variabel percobaan kekuatan tarik mempunyai distribusi yang normal. Selanjutnya untuk membuktikan apakah kelompok percobaan kekuatan tarik ini homogen maka dilakukan uji Levene. Dari hasil perhitungan memperlihatkan bahwa kelompok percobaan kekuatan tarik pada kelembaban 60% - 90% adalah homogen ($p > 0.05$).

Pengaruh kelembaban 60% - 90% terhadap kekuatan perlekatan tarik antara bahan resin bonding dengan permukaan dentin menunjukkan adanya perbedaan

yang bermakna untuk masing-masing kelompok percobaan ($p < 0,05$). Kemudian untuk mengetahui adanya perbedaan di antara masing-masing kelompok percobaan maka dilakukan perhitungan dengan uji LSD. Ternyata bahwa harga p (lampiran 3) kelompok percobaan kelembaban 60% bila dibandingkan dengan kelompok percobaan pada kelembaban 70%, 80% dan 90% ternyata p lebih kecil daripada 0,05 yang berarti kekuatan tarik antara resin bonding dengan dentin pada kelembaban 60% terdapat perbedaan yang bermakna bila dibandingkan dengan kelompok percobaan kelembaban 70%, 80% dan 90%. Selanjutnya kekuatan tarik kelompok percobaan kelembaban 60% bila dibandingkan dengan kelompok percobaan dengan kelembaban 65% tidak terdapat perbedaan yang bermakna. ($p > 0,05$).

Pengaruh kelembaban 70% terhadap kekuatan tarik resin bonding dengan dentin bila dibandingkan dengan kekuatan tarik kelompok percobaan kelembaban 60%, 90% dan kelompok kontrol (65%) menunjukkan adanya perbedaan yang bermakna ($p < 0,05$). Namun kelompok percobaan kelembaban 70% bila dibandingkan dengan 80% ternyata tidak ada perbedaan yang bermakna ($p < 0,05$). Bila dibandingkan nilai p kelompok percobaan pada kelembaban 80% dengan kelembaban 90% diperoleh harga $p > 0,05$. Hal ini berarti kekuatan tarik kelompok percobaan pada kelembaban 80% tidak ada perbedaan yang bermakna bila dibandingkan dengan kelembaban 90%. Akan tetapi sebaliknya, bila dibandingkan kekuatan tarik kelompok percobaan kelembaban 80% dengan kelompok percobaan pada kontrol terlihat adanya perbedaan yang bermakna

Kekuatan tarik kelompok percobaan kelembaban 90% bila dibandingkan dengan kelompok kontrol secara statistik juga menunjukkan adanya perbedaan yang bermakna ($p < 0.05$).

5.5 Hasil Pemeriksaan dengan *Scanning Electron Microscopy* (SEM)

SEM yaitu alat untuk melihat bentuk tekstur permukaan suatu substansi secara mikroskopis. Dalam penelitian ini hasil gambar yang diperoleh secara tiga dimensi masih belum dapat menggambarkan kondisi sebenarnya secara menyeluruh, oleh karena beberapa sebab, diantaranya garis potong yang dibuat, sudut pandang penglihatan pada subyek yang diamati, kemampuan kepekaan alat SEM itu sendiri.

Dalam studi ini pembesaran yang digunakan yaitu berkisar antara 1000 hingga 10.000 kali dan subyek yang diamati ialah lapisan hibrid dentin dan panjang tag resin. Lapisan hibrid dentin (*dentin hibrid layer*) yaitu suatu lapisan yang terbentuk karena adanya interaksi kimia dan fisik antara bahan resin bonding dengan fibril kolagen dentin (Nakahayashi dan Pashley, 1998). Dalam pengamatan dengan SEM, lapisan tersebut akan terlihat sebagai suatu lapisan yang lebih putih (lebih padat) pada daerah antarmuka (*interface*) antara bahan resin bonding dengan permukaan dentin (ketebalan lapisan hibrid berkisar antara $1 \mu\text{m}$ – $5 \mu\text{m}$).

5.5.1 Hasil pengukuran tebal lapisan hibrid dentin

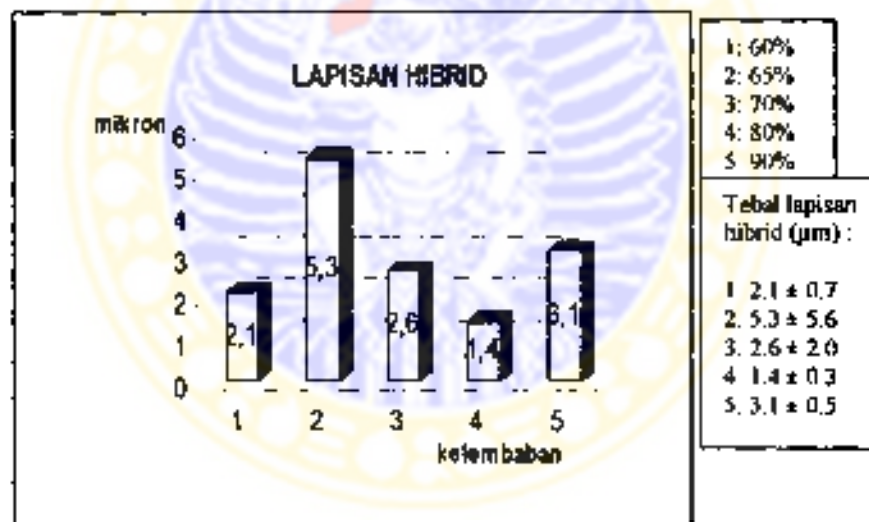
Pada tabel 5.4 telah tercantum hasil pengukuran tebal lapisan hibrid dentin (rerata tebal lapisan hibrid dan standar deviasi)

Tabel 5.4 : Nilai rerata dan SD tebal lapisan hibrid dentin (dalam μm)

Perlakuan	N	Rerata (μm)	SD
60%	4	2.1500 ^a	0.7594
70%	4	2.6500 ^a	2.0404
80%	3	1.4000 ^a	0.2646
90%	4	3.1250 ^{ab}	0.4787
65%	3	5.3000 ^a	5.6560

Keterangan :

ANOVA $F = 1.099$, $p = 0.398$. Superskrip dengan huruf yang berbeda menunjukkan ada perbedaan yang bermakna pada $\alpha = 0.05$



Gambar 5.22 : Histogram memperlihatkan rerata dan SD ketebalan lapisan hibrid dentin (μm) pada SEM

Gambar histogram di atas memperlihatkan bahwa nilai rerata ketebalan lapisan hibrid dentin menunjukkan pola yang tidak beraturan. Nilai rerata tebal lapisan hibrid yang paling besar terbaca pada kelompok kontrol (65%) yakni sebesar 5.3 ± 5.6 μm . Harga SD tersebut cukup besar oleh karena data yang diperoleh

mempunyai variasi rentang yang cukup besar pula, yaitu minimum : 1.50 μm dan maksimum : 11.80 μm . Selanjutnya nilai rerata tebal lapisan hibrid dentin yang menurun adalah pada kelompok percobaan kelembaban 90% ($3.1 \pm 0.5 \mu\text{m}$), kelembaban 70% ($2.6 \pm 2.0 \mu\text{m}$), 60% ($2.1 \pm 0.7 \mu\text{m}$) dan kelompok kelembaban 80% ($1.4 \pm 0.3 \mu\text{m}$).

Uji homogenitas dengan Levene's test menunjukkan bahwa data ketebalan lapisan hibrid dentin tersebut tidak homogen ($p < 0.05$). Hal ini dapat disimak pada lampiran 4. Selanjutnya untuk mengetahui sebaran data ketebalan lapisan hibrid dentin maka dilakukan perhitungan dengan uji distribusi normal. Nilai signifikansi untuk kelompok percobaan kelembaban 60% - 90% menunjukkan harga $p > 0.05$. Ini berarti bahwa data ketebalan lapisan hibrid dentin merupakan distribusi normal.

Kemudian untuk mengetahui adanya perbedaan pada setiap kelompok percobaan ketebalan lapisan hibrid dentin, dilakukan analisis dengan uji ANOVA. Dari perhitungan ANOVA, memperlihatkan nilai $p = 0.398$ ($p > 0.05$). Hal ini berarti, bila dibandingkan antar kelompok percobaan ketebalan lapisan hibrid dentin pada kelembaban 60% - 90% tidak ada perbedaan yang bermakna.

Untuk membuktikan perbedaan ketebalan lapisan hibrid dentin pada setiap kelompok percobaan maka dilakukan uji Dunnett T3. Dari hasil yang tertera pada lampiran 4, bila dibandingkan antar kelompok percobaan maka yang terdapat perbedaan bermakna hanyalah kelompok percobaan kelembaban 80% dengan 90%. Sedangkan kelompok percobaan lainnya, bila dibandingkan antar kelompok percobaan tidak terdapat perbedaan yang bermakna.

5.5.2 Hasil pengukuran panjang tag resin

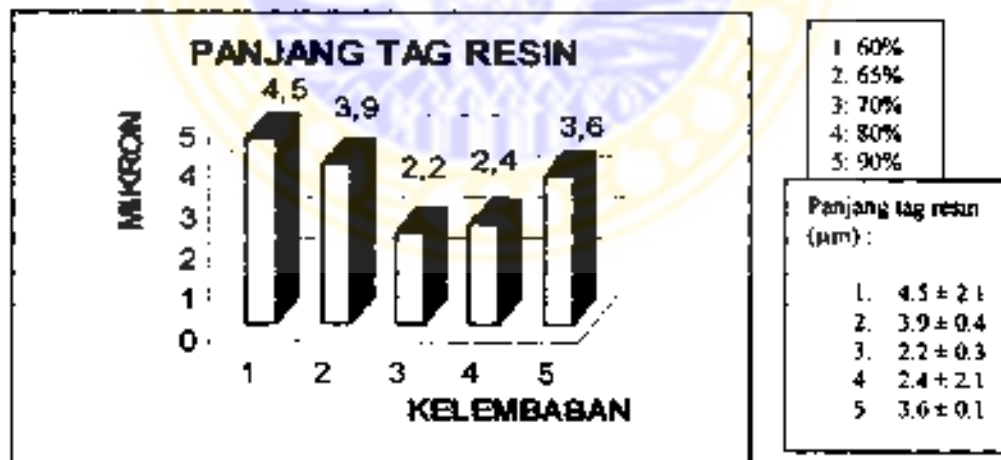
Pengukuran secara SEM terhadap panjang tag resin, nilai rerata dan SD tag resin dapat dibaca pada tabel 5.5 di bawah ini.

Tabel 5.5 : Nilai rerata dan SD panjang tag resin (dalam μm)

Perlakuan	N	Rerata (μm)	SD
60%	4	4.4750 ^a	2.0614
70%	3	2.2000 ^b	0.2646
80%	3	2.4333 ^{bc}	2.0820
90%	3	3.6333 ^{abc}	0.1528
65%	3	3.9000 ^{abc}	0.3606

Keterangan :

ANOVA F 2.621, p = 0.093. Superskrip dengan huruf berbeda menunjukkan ada perbedaan yang bermakna pada $\alpha = 0.05$



Gambar 5.23 : Histogram yang menunjukkan rerata dan SD panjang tag resin (μm) pada SEM

Tabel dan gambar histogram diatas menunjukkan bahwa rerata panjang tag resin yang paling tinggi yaitu pada kelembaban 60% ($4.5 \pm 2.1 \mu\text{m}$). Kemudian menurun pada kelembaban 65% (kontrol) dan 70% yang masing-masing nilai reratanya $3.9 \pm 0.4 \mu\text{m}$ dan $2.2 \pm 0.3 \mu\text{m}$. Kelompok percobaan dengan kelembaban 80% dan 90% rerata panjang tag resin selanjutnya meningkat kembali yakni menjadi $2.4 \pm 2.1 \mu\text{m}$ dan $3.6 \pm 0.1 \mu\text{m}$.

Untuk mempelajari apakah sebaran data penelitian panjang tag resin tersebut normal maka kini dilakukan perhitungan dengan uji distribusi normal. Kelompok percobaan panjang tag resin dengan kelembaban 60% - 90% pada tabel (lampiran 4) mempunyai harga $p > 0.05$ ini berarti distribusi data kelompok percobaan tersebut adalah normal. Selanjutnya untuk mengetahui data tersebut apakah homogen maka dilakukan uji homogenitas. Terlihat bahwa harga p panjang tag resin adalah 0.144 ($p > 0.05$). Hal ini berarti data kelompok percobaan tersebut homogen.

Analisis ANOVA yang diuraikan pada lampiran 4 memperlihatkan adanya perbedaan setiap kelompok percobaan panjang tag resin. Hasil uji ANOVA menunjukkan nilai $p = 0.093$ ($p > 0.05$). Ini berarti untuk setiap kelompok percobaan panjang tag resin pada kelembaban 60% hingga 90% tidak ada perbedaan yang bermakna.

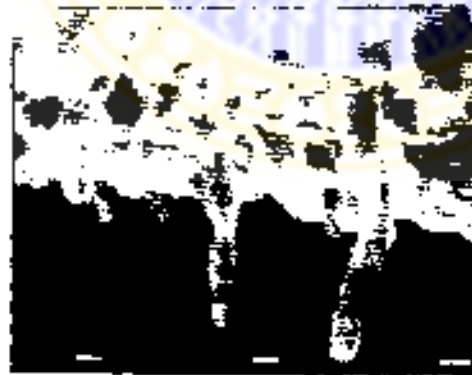
Dengan uji LSD, terlihat bahwa kelompok percobaan kelembaban 60% bila dibandingkan 70% terdapat perbedaan yang bermakna (nilai $p = 0.020$), begitu pula bila dibandingkan kelompok percobaan 60% dengan 80% ($p = 0.033$). Namun pada kelompok lain, bila dibanding satu dengan lainnya tidak terdapat perbedaan yang bermakna.

Hasil gambar SEM tebal lapisan hibrid dan panjang tag resin :

Untuk mengetahui tebal lapisan hibrid dan panjang tag resin maka dilakukan perhitungan pada hasil foto SEM, baik pada foto repat ataupun foto cetak foto positifnya. Perhitungan tersebut dapat diperoleh pada BAB 4. Data kerja penelitian bagian 4.5.3.3.



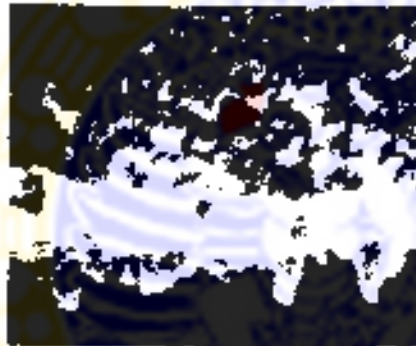
Gambar 24. Hasil tebal lapisan hibrid 2,7 μm dan panjang tag resin 2,0 μm. Kelembutan foto Sampel no. 2. Perbesaran 3500 X



Gambar 25. Hasil tebal lapisan hibrid 1,4 μm panjang tag resin 1,4 μm. Kelembutan foto Sampel no. 2. Perbesaran 3500 X



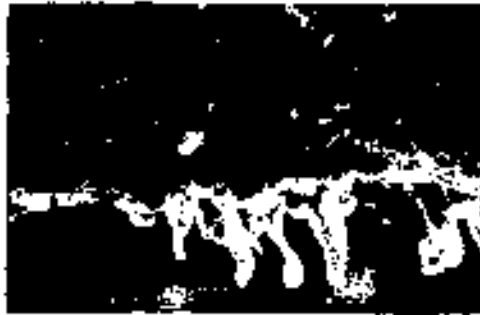
Gambar 5.26. Rerata tebal lapisan hibrid 1.1 μm, panjang tag resin 2.0 μm, ketebalan 70%, sampel no. 1. Pembesaran 2000 X.



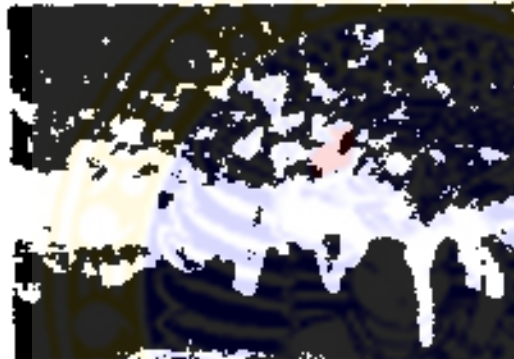
Gambar 5.27. Rerata tebal lapisan hibrid 5.6 μm, panjang tag resin 2.1 μm, ketebalan 71%, sampel no. 2. Pembesaran 5000 X.



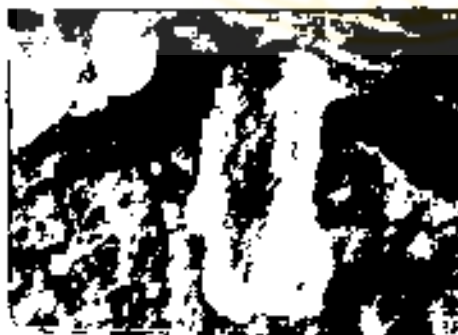
Gambar 5.28. Rerata tebal lapisan hibrid 1.3 μm, panjang tag resin 2.2 μm, ketebalan 80%, sampel no. 1. Pembesaran 2000 X.



Gambar 5.29 Rerata tebal lapisan hibrid 1.7 μm , panjang tag resin 2.6 μm
Kelembaban 80%, sampel no. 2. Pembesaran 2000 X



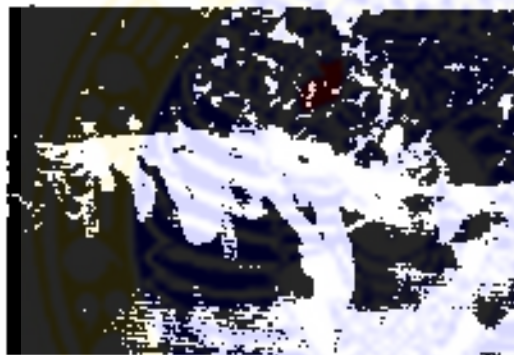
Gambar 5.30 Rerata tebal lapisan hibrid 3.3 μm , panjang tag resin 3.8 μm
Kelembaban 90%, sampel no. 1. Pembesaran 2000 X



Gambar 5.33 Rerata panjang tag resin 3.5 μm . Kelembaban 90%, sampel no. 3
Pembesaran 5000 X (100) tampak tag resin diluar tubuli dentin dan mengalami
kontraksi dan retak. Terdapat celah di antara resin dan dentin.



Gambar 52. Rerata tebal lapisan hidrofil 2,6 μ m sampel no. 2
Kelembaban 90%. Terdapat keretakan pada antarmuka hidrofil
Pembesaran 900 \times



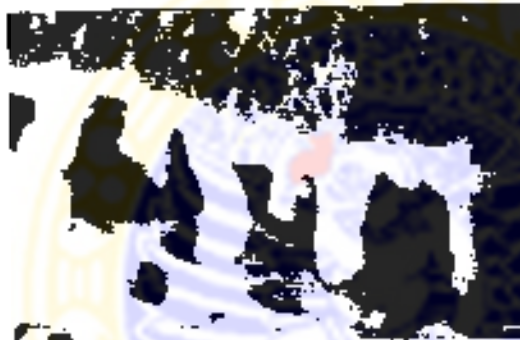
Gambar 53. Rerata tebal lapisan hidrofil 3,8 μ m, panjang tag resin 1,8 μ m
Kelembaban 68% sampel no. 1. Pembesaran 200 \times



Gambar 54. Panjang tag resin 3,2 μ m sampel no. 2. Kelembaban 68%
Pembesaran 900 \times



Gambar 5.15. Resata tebal lapisan bonding 1,5 µm, sampel no. 3. Kelenjutan 0,2%
Perbesaran 1000 X



Gambar 5.16. Lapisan bonding pada warna putih. Lapisan dentin tidak terlihat
Kelenjutan 0,2% Perbesaran 3000 X

BAB 6. PEMBAHASAN

6.1 Pembahasan tentang kadar air dentin

Penelitian kadar air dentin pada studi ini yaitu untuk mengetahui hubungan antara kelembaban ruang dengan kandungan air di dalam dentin. Dentin ditimbang teliti kemudian dipanaskan pada suhu 70^o C, setelah mencapai berat konstan akan diketahui berat air di dalam dentin.

Dalam penelitian ini, gigi insisivus *bovine* diasah hingga mencapai dentin kemudian akar gigi dipotong. Pengasahan dilakukan dengan bur intan pada *handpiece* putaran tinggi (200.000 – 300.000 rpm) serta memakai semprotan air. Pemotongan akar gigi dengan disk intan pada putaran rendah. Selama pemotongan akar, gigi selalu dibasahi air.

Hasil studi dalam disertasi ini, kadar air dentin pada kelembaban 60% hingga 90% pada suhu 25^o C (suhu tetap) terlihat meningkat secara bermakna sehubungan dengan peningkatan kelembaban (lihat tabel 5.1). Peningkatan kadar air dentin yang terjadi sesuai dengan kondisi yang ada. Hal ini membuktikan bahwa bila dentin diberi perlakuan kelembaban yang semakin meningkat maka jumlah air di dalam dentin juga akan meningkat. Dalam penelitian ini kadar air dalam dentin berkisar antara 2.1% - 4.6% berat. Keadaan ini berbeda dengan pernyataan Cohen dan Burns (2002) yang mengatakan bahwa kadar air dalam dentin sebesar + 10% berat. Perbedaan ini disebabkan karena gigi yang diteliti Cohen dan Burns (2002) adalah gigi vital, sedangkan dalam studi ini gigi nonvital walaupun setelah dicabut dan rahang, langsung direndam dalam larutan garam fisiologis.

Pada gigi yang vital, komposisi cairan dentinnya dikontrol oleh sel-sel odontoblas. Pada gigi nonvital sel odontoblas mengalami kerusakan, terjadi

pemecahan dan pengendapan bahan protein yang dapat menyumbat lumen tubuli dentin. Hal ini akan berakibat berkurangnya kadar air di dalam dentin (Ozok *et al*, 2002).

Hilangnya cairan dentin dapat disebabkan karena pengasahan gigi sedian. Panas yang timbul pada bur putaran tinggi mengakibatkan penguapan cairan dentin meskipun pada *handpiece* telah terpasang lubang untuk menyempot air. Demikian pula pada saat pemotongan akar gigi yang juga menimbulkan panas.

Bila dihubungkan penelitian kadar air dentin dengan kekuatan tarik resin bonding pada dentin, terlihat bahwa pada kelembaban 60%, kekuatan tarik sebesar $16,7 \pm 1,8$ MPa dan kadar air dentin $2,1 \pm 0,3\%$. kemudian pada kelembaban 65% (kontrol) kekuatan tarik menurun secara bermakna ($15,5 \pm 1,8$ MPa) dan kadar air dentin meningkat secara bermakna ($2,7 \pm 0,4\%$). Demikian seterusnya hingga kelembaban 90%. Jadi apabila kelembaban meningkat secara bertahap maka kekuatan tarik akan menurun, sedangkan kadar air dentin meningkat. Hal ini dapat dijelaskan bahwa pada kadar air sebesar 2,1%, kondisi fisik kolagen dalam keadaan optimal, khususnya jumlah molekul air di sekitar fibril kolagen. Molekul air mampu membuat fibril menjadi re-ekspansi dan fibril menjadi sangat permeabel terhadap monomer HEMA. Rongga antar fibril kolagen juga dalam keadaan maksimal sehingga penetrasi bahan HEMA sangat baik, masuk ke dalam rongga tersebut untuk mengadakan retensi mekanis

Dengan meningkatnya kelembaban, kadar air dentin meningkat dan jumlah air meningkat pula. Karena molekul air disekitar fibril kolagen banyak maka kemampuan bahan HEMA untuk berikatan dengan kolagen menurun. Telah terbukti bahwa hilangnya air secara cepat di sekitar fibril kolagen dapat

mengganggu konformasi (bentuk ikatan dalam struktur kimia) jejaring kolagen sehingga merugikan efek adhesi terhadap bahan resin bonding (Feninat *et al.*, 2002). Lebih lanjut dikatakan oleh mereka, keberadaan jumlah air yang tepat akan mempertahankan rongga intermolekuler di antara *triple helix collagen*. Ikatan hidrogen akan terbentuk menjadi gugus asektor peptida di dalam kolagen. Ikatan ini mencegah kontak antar rantai secara langsung dan selanjutnya bentukan kolagen yang kompak akan terbangun. Begitu pula stabilitas konformasi rantai kolagen akan tetap dipertahankan.

6.2 Pembahasan tentang ikatan kimia antara HEMA dengan kolagen

Beberapa pakar telah menyatakan bahwa interaksi kimia antara bahan HEMA dengan kolagen dentin yaitu melalui reaksi antara gugus karbonil HEMA dengan gugus amino kolagen dentin. Ikatan antara gugus amino kolagen (NH_2) dengan gugus karbonil HEMA hanya sebagian dari semua ikatan kimia yang mungkin terjadi. Dalam reaksi ini terbentuk formasi baru yakni suatu ikatan amida serta adanya hasil samping berupa zat etilen-glikol (Xu *et al.*, 1997).

Renzo dan Ellis (1994) mengungkapkan, ikatan kimia antara dentin dan HEMA terjadi sebagai hasil reaksi antara resin dengan gugus fungsi kolagen, misalnya karboksilat, hidroksil, amida atau gugus amina. Dapat pula terjadi reaksi kompleks dengan ion Ca^{++} dari hidroksi-apatit.

Wang dan Spencer (2003) yang menyelidiki interaksi kimia antara HEMA dan Bis-GMA pada permukaan dentin memperoleh hasil, penetrasi HEMA ke dalam permukaan dentin yang membentuk lapisan hibrid dapat mencapai hingga 10 μm . Walaupun pada kedalaman ini penetrasi HEMA jumlahnya menurun

drasis hingga tinggal 8,85%. Disini digunakan spektroskopi mikro-Raman dan pita serapan yang diamati adalah pita serapan karbonil (1720 cm^{-1}), fenil C=C (1609 cm^{-1}), gugus CH₂ (1453 cm^{-1}) dan lain sebagainya.

Perlekatan resin HEMA pada kolagen dentin juga tergantung dari banyaknya ikatan hidrogen yang terjadi (Nishiyama *et al*, 2003). Dikemukakan oleh mereka bahwa bila ada hambatan disosiasi asam karboksilat atau gugus amino kolagen maka akan meningkatkan ikatan hidrogen antara resin HEMA dengan kolagen dentin. Namun sebelumnya Nishiyama *et al* (2002) melakukan studi penyerapan resin HEMA secara karakteristik pada kolagen dentin dengan ¹³C-NMR. Disebutkan, pengurangan nilai T₁ untuk karbonil karbon ester HEMA lebih besar dari pada karbon lainnya yang diperkirakan akan membentuk ikatan hidrogen antara karbonil ester HEMA dengan kolagen dentin. Jumlah konsentrasi HEMA dalam larutan dan adsorpsi HEMA ke dalam kolagen mempunyai korelasi dengan kekuatan perlekatan resin pada dentin.

Dalam penelitian secara kimia ini digunakan HEMA murni yaitu dengan maksud ingin diketahui secara langsung peranan HEMA terhadap ikatan kimia dengan kolagen murni. Dari kajian puncak pita serapan karbonil ester HEMA (gambar 5.2) diperoleh hasil rerata puncak pita serapan karbonil HEMA murni sebesar 47.5 ± 5.6 . Kemudian pada kelembaban 60%, 65% dan 70% puncak tersebut menurun secara bermakna menjadi $21,2 \pm 8,8$, $19,7 \pm 6,6$ dan $9,5 \pm 2,9$. Itu berarti pada peningkatan kelembaban 60%, 65% dan 70% jumlah gugus karbonil HEMA yang berikatan dengan gugus amino kolagen meningkat. Artinya kekuatan perlekatan HEMA dengan kolagen juga meningkat dan kekuatan perlekatan paling tinggi diperoleh pada kelembaban 70%. Pada kelembaban 70% kondisi air di

sekitar fibril sangat optimal untuk terjadinya interaksi kimia antara HEMA dengan kolagen. Air mampu mere-ekspansi kolagen, membuat fibril lebih aktif dan permeabel terhadap resin HEMA

Selanjutnya pada kelembaban 80% dan 90% terjadi penurunan secara bermakna terhadap ikatan kimia antara resin HEMA dengan kolagen (nilai puncak pita serapan karbonil pada kelembaban 80% : 29.0 ± 6.3 , kelembaban 90% : 32.3 ± 3.2). Hal ini disebabkan karena jumlah molekul air di sekitar kolagen semakin meningkat, menghalangi penetrasi bahan HEMA terhadap fibril kolagen. Selain itu dengan meningkatnya jumlah air di sekitar kolagen akan meningkatkan pula ikatan hidrogen antara air dengan gugus karbonil HEMA. Peningkatan ikatan hidrogen ini akan menghambat HEMA berikatan dengan kolagen, akibatnya jumlah gugus karbonil HEMA yang berikatan dengan gugus amino kolagen menurun, kekuatan perlekatannya juga menurun. Keadaan ini telah sesuai dengan pernyataan Nakabayashi dan Pashley (1998).

Kesulitan untuk memperoleh sampel yang baik juga diuraikan oleh Wang dan Spencer (2003) yang mengatakan intensitas absolut pita serapan Raman tergantung beberapa faktor yaitu : kehalusan permukaan sampel, posisi dari *focusing*, kedalaman deteksi, fluoresensi komponen biologi dan stabilitas peralatan serta power dari sinar laser. Untuk setiap sampel, hasil intensitas pita serapan akan berbeda-beda pada saat pengukuran, bahkan untuk daerah spot yang sama pada satu sampel

6.3 Pembahasan tentang kekuatan perlekatan tarik

Kekuatan tarik yang diperoleh pada studi ini ialah kekuatan perlekatan antara resin bonding (yang berbasis HEMA, merek Voco) dengan permukaan dentin *bovine* yang diasah rata. Permukaan dentin kemudian dietsa dengan asam fosfat 37% selama 15 detik, dicuci air 20 cc dan dikeringkan secara *blot dry*. Selanjutnya gigi sediaan dimasukkan desikator untuk perlakuan kelembaban 60% - 90%. Segera sesudah dikeluarkan dari desikator, permukaan dentin diulas resin bonding Voco dan di atasnya diberi bahan akrilik *self cured*. Hari berikutnya dilakukan pengukuran kekuatan tarik dengan alat Autograph Shimadzu (Japan). Cara kerja selengkapnya diuraikan pada Bab 4 Tata Kerja Penelitian bagian B.

Kekuatan tarik antara resin bonding dengan permukaan dentin diperoleh karena adanya interaksi kimia dan retensi mekanis. Seperti yang telah dijelaskan pada Bab Tinjauan Pustaka, ikatan kimia terjadi karena adanya interaksi antara gugus karbonil ester HEMA dengan gugus amino kolagen dentin, sedangkan perlekatan secara mekanis diperoleh karena adanya penetrasi bahan HEMA ke dalam rongga (*nano space*) interfibriler yang kemudian berpolimerisasi. Secara mikroskopis, kolagen tidak terdapat di seluruh permukaan dentin, sedangkan pada perlekatan mekanik melibatkan semua bidang permukaan dentin tersebut. Oleh karena itu ikatan mekanik selalu lebih dominan dari pada ikatan kimia.

Untuk membuktikan bahwa ikatan kimia juga berperan pada proses ikatan mekanis antara bahan resin dentin bonding dengan kolagen dentin maka dilakukan penelitian yang membuat kolagen menjadi kolaps (lampiran 5). Dari percobaan tersebut diperoleh hasil rerata kekuatan perlekatan tarik antara bahan resin dentin bonding dengan kolagen dentin yang menurun menjadi 11.88 ± 2.91 MPa (pada

kelembaban 60%, kekuatan tarik antara resin dentin bonding dengan kolagen dentin sebesar 16.7 ± 1.8 MPa).

Kekuatan perlekatan yang besar terjadi karena keberhasilan infiltrasi monomer secara menyeluruh pada lapisan demineral dentin. Bila infiltrasi monomer hanya pada bagian atasnya saja, akan meninggalkan matriks demineral dentin yang tak terlindungi (*unprotected*). Hal ini mengakibatkan kolagen terhidrolisis sehingga kekuatan perlekatananya rendah (Nakabayashi dan Pashley, 1998).

Dalam disertasi ini pengaruh kelembaban terhadap kekuatan tarik secara invitro bahan resin bonding dengan dentin hasilnya dapat dibaca pada tabel 5.3. Nilai kekuatan tarik yang paling tinggi diperoleh pada kelembaban 60%, kemudian menurun secara bermakna pada kelembaban 70%, 80% dan 90%. Semakin meningkat kelembaban, akan terjadi penurunan kekuatan tarik. Hasil penelitian ini sesuai dengan penelitian Besnault dan Attal (2001) Jadi kelembaban 60% merupakan kelembaban yang terbaik dimana jumlah molekul air cukup ideal untuk mere-ekspansi fibril kolagen sehingga resin akan mudah berpenetrasi ke dalam rongga antar fibril dan secara kimia terjadi interaksi kuat antara resin-kolagen. Hal ini dapat dijelaskan sebagai berikut . larutan bahan resin yang dipakai dalam penelitian ini ialah Voco, suatu resin yang mengandung aseton sebagai pelarutnya. Seperti yang telah dipahami, cairan aseton merupakan larutan yang mudah menguap, bersifat menipiskan larutan resin sehingga menurunkan viskositasnya. Ketika larutan ini diulaskan pada permukaan dentin, akan berpenetrasi ke dalam rongga mikro antar fibril kolagen kemudian menghalau molekul air dan selanjutnya menguap. Dengan demikian meninggalkan resin dentin bonding untuk berikatan dengan fibril kolagen (Cho dan Dickens, 2004).

Lebih lanjut disebutkan oleh kedua ahli tersebut bahwa konsentrasi aseton mempengaruhi ketebalan lapisan resin bonding dan kekuatan tariknya. Tetapi ketebalan resin bonding tidak berhubungan dengan kekuatan tariknya. Adanya keretakan bahan resin disebabkan karena penguapan aseton, polimerisasi yang buruk dan kemampuan / kekuatan *strain* yang rendah dari resin bonding (karena jumlah aseton yang terlalu banyak). Sifat lain aseton adalah, mampu mengusir air (*water chasing effect*), mampu meningkatkan tekanan penguapan air (*vapor pressure of water*) terutama air di sekitar kolagen. Mereka membuktikan, konsentrasi ideal aseton adalah 37% berat dimana pada konsentrasi tersebut dihasilkan ketebalan lapisan resin bonding 30,2 μm dan kekuatan tarik 63,5 MPa. Dalam disertasi ini kekuatan tarik pada kelembaban 60% bila dibandingkan dengan kelembaban 70% maka pada kelembaban 70% jumlah molekul airnya lebih besar dari pada 60%, sehingga kemampuan aseton pada kelembaban tersebut untuk menghalau air juga rendah. Kemudian pada kelembaban 60% kemampuan aseton untuk menghalau air lebih tinggi, dan pada kondisi seperti ini resin bonding akan segera berpenetrasi menuju kolagen. Selanjutnya terjadi ikatan kimia antara resin dan kolagen, terjadi penetrasi resin ke dalam rongga nano interfibriler membentuk retensi mekanis. Pada akhirnya nilai kekuatan tarik pada kelembaban 60% paling tinggi bila dibandingkan dengan kelembaban 65% (kontrol), 70%, 80% dan 90%. Interaksi kimia antara resin bonding dengan kolagen akan membentuk lapisan hibrid dentin yang dipercaya merupakan kekuatan utama perlekatan resin dengan dentin (Suzuki *et al.*, 1998). Mereka menyatakan, dengan pengulasan larutan resin jenis N-metakriloiloksi-asam-amino (N-MAA), kolagen yang kolaps akan re-ekspansi kembali, mengembangkan lapisan kolagen sesudah etsa asam dan

pengeringan, sehingga akhirnya akan memudahkan difusi larutan N-MAA ke dalam kolagen. Sesudah pengulasan larutan N-MAA, terjadi peningkatan ketebalan lapisan hibrid secara bermakna hingga sepuluh kali lipat dan terjadi peningkatan kekuatan tarik. Ternyata fenomena di atas tidak didukung oleh beberapa pakar lainnya. Nishiyama *et al* (2000, 2003); Wang dan Spencer (2003) mengemukakan, ketebalan lapisan hibrid tidak ada hubungannya dengan kekuatan tarik antara resin dengan dentin.

Penelitian yang dilakukan ini tidak mengkaji pengaruh pH HEMA terhadap perlekatan pada kolagen dentin. Yang dipakai adalah pH HEMA konstan dimana sebelumnya telah dilakukan pengukuran pHnya, yaitu pH HEMA murni sebesar 5.5 dan larutan bonding Voco adalah 2. Nilai kekuatan tarik resin Voco dengan dentin pada kelembaban 65% (kontrol) sebesar 15.5 MPa. Hal ini sesuai dengan penelitian Nishiyama *et al* (2003) yang menggunakan pH HEMA yang sama (yakni pH 2) diperoleh hasil kekuatan tarik 15.5 MPa. Selanjutnya pada pH 6.6 kekuatan tariknya menurun menjadi 11.3 MPa, kemudian bila pH dinaikkan menjadi 9.0 maka kekuatan tariknya pada angka minimum 9.3 MPa. Namun bila pH HEMA dinaikkan dari 9.0 ke pH 12.5, kekuatan tariknya meningkat menjadi 14.2 MPa (gambar grafik 2.3). Kekuatan perlekatan tersebut mereka pelajari dengan pendekatan efek disosiasi gugus fungsi kolagen misalnya asam karboksilat dan gugus amino. Dikatakannya, bila ada hambatan disosiasi asam karboksilat atau gugus amino maka akan menghasilkan peningkatan ikatan hidrogen antara resin dengan kolagen. Jika pH suspensi kolagen rendah maka asam karboksilat tidak terdisosiasi sehingga interaksi HEMA dengan kolagen akan meningkat. Sebaliknya, ketika pH meningkat dari 6.6 ke 9.0, kekuatan tariknya menurun. Hal

ini karena terjadi deformasi pada ikatan hidrogen dan gugus fungsi asam karboksilat mengalami disosiasi. Namun para pakar ini tidak menggunakan pengaruh kelembaban sebagai variabel penelitian

Bila ditelaah, perlekatan maksimal antara HEMA dengan kolagen secara kimia diperoleh pada kelembaban optimal 70%, akan tetapi pada penelitian secara mekanis, diperoleh nilai kekuatan tarik yang tertinggi pada kelembaban 60%. Perbedaan ini dapat dijelaskan sebagai berikut :

Pada penelitian secara mekanis, hasil yang diperoleh berasal dari adanya ikatan kimia antara resin Voco dengan kolagen dentin. Juga berasal dari retensi mekanis bahan resin Voco di dalam rongga nano interfibriler, sedangkan penelitian secara kimia, besarnya ikatan antara HEMA dengan kolagen hanya berasal dari interaksi kimia di antara kedua bahan tersebut tanpa adanya ikatan mekanis. Selain itu, penelitian mekanis menggunakan dentin *bovine* dimana di dalamnya tidak hanya mengandung kolagen tipe I saja, tetapi juga mengandung sedikit kolagen tipe V, protein non-kolagenus, proteoglikan dan lain sebagainya. Sedangkan pada penelitian secara kimia, yang dipakai adalah kolagen murni tipe I. Selanjutnya, pada penelitian secara mekanis, resin yang digunakan yaitu Voco dimana di dalamnya selain berbasis senyawa HEMA juga mengandung bahan lain, yakni resin Bis-GMA, BHT, aseton dan asam organik. Akan tetapi pada penelitian secara kimia, yang dipakai adalah cairan HEMA murni.

Hasil penelitian secara mekanis dalam studi ini didukung oleh penelitian Besnault dan Attal (2001). Mereka menyatakan bahwa kekuatan perlekatan dentin bonding pada permukaan gigi akan menurun seiring dengan meningkatnya kelembaban. Pada kelembaban 50%, kekuatan geser resin SBMP (Scotch Bond

Multi Purpose, mengandung HEMA) pada dentin sebesar 17,9 MPa. Pada kelembaban 65% menurun menjadi 10,6 MPa, kelembaban 80% : 7,3 MPa dan kelembaban 90% adalah 1,6 MPa. Keadaan ini disebabkan karena pada kelembaban tinggi akan menginduksi penurunan konsentrasi HEMA di dalam rongga antar fibril. Hal ini berarti juga terjadi penurunan kemampuan retensi mekanis resin HEMA dengan kolagen. Begitu pula ikatan kimia antara HEMA dan kolagen akan menurun. Resin SBMP mengandung bahan pelarut alkohol, sehingga pada kelembaban 95% alkohol tersebut tidak cukup untuk mengeliminasi molekul air di sekitar kolagen dentin.

Bila dikaji lebih mendalam, kekuatan tarik antara resin bonding dengan kolagen dentin merupakan hasil perlekatan secara kimia dan secara mekanis (fisik). Dalam kenyataannya, kondisi tersebut di atas dapat diterima, oleh karena penggunaan klinis bahan resin bonding pada gigi lebih menggambarkan kedua macam cara perlekatan tersebut.

Dalam uji kekuatan tarik, terlepasnya bahan resin bonding dengan dentin terjadi pada daerah antarmuka (*interface*) pada kedua bahan tersebut (Fuentes *et al*, 2004 ; Reis *et al*, 2004 ; Cho dan Dickens, 2004). Hashimoto *et al* (2002) membagi terlepasnya bagian ini menjadi beberapa macam yaitu pada daerah demineral dentin, pada lapisan hibrid dentin, lapisan resin bonding dan pada bahan tumpatan resin kompositnya. Hasil percobaannya menunjukkan, terlepasnya resin bonding dari permukaan dentin pada kondisi basah (*wet condition*) ditemukan sebesar 70% yaitu di daerah lapisan hibrid dentin dan sisanya (30%) terletak di daerah resin komposit, lapisan resin bonding dan demineral dentin. Untuk kondisi kering (*dry*

condition), lepasnya resin bonding dari permukaan dentin sebesar 91,6% pada lapisan hibrid dentin.

Peneliti Cho dan Dickens (2004) membuktikan bahwa lepasnya bahan dentin bonding dari permukaan gigi yaitu pada daerah : di antara lapisan resin adhesive dan lapisan hibrid (sebanyak 57%), pada kelompok terbesar (67%) ditemukan keretakan di antara pertemuan (*junction*) lapisan resin adhesive dengan resin komposit juga di antara lapisan resin adhesive dengan lapisan hibrid.

Dalam studi ini, setelah pengulasan larutan resin Voco, di atasnya diaplikasikan bahan resin akrilik *self cured*. Bahan resin Voco akan berikatan secara kovalen dengan resin akrilik, yakni suatu ikatan kimia primer yang cukup kuat karena kedua resin tersebut merupakan derivat dari golongan metakrilat.

Kekuatan perlekatan resin bonding pada permukaan dentin gigi manusia dengan gigi *bovine* agak berbeda. Nakabayashi dan Pashley (1998) menjelaskan, kekuatan resin bonding pada dentin manusia lebih besar dari pada gigi *bovine*. Hal ini disebabkan karena jumlah mineral apatit dentin *bovine* lebih sedikit dari pada gigi manusia (ion Ca^{++} menstabilkan jejaring kolagen serta mengimobilisasi protein nonkolageus dan glikosamino-glikan). Ketika dentin *bovine* diulas bahan etsa asam selama 15 detik, efek kedalaman bahan asam untuk mengikat mineral apatit lebih besar. Akibatnya lebih banyak fibril kolagen yang mengkerut dan kolaps. Resin monomer akan sulit mengikat dan menyelubungi (*envelop*) fibril kolagen sehingga proses polimerisasi tidak berjalan dengan sempurna.

6.4 Pembahasan tentang gambaran SEM

Cara mempersiapkan sampel dalam studi ini ialah, gigi insisivus *bovine* diasah bagian enamelnya hingga mencapai dentin. Pada bagian labial daerah sepertiga servikal dibuat preparasi bentuk bulat dengan diameter 5 mm dan kedalamannya 2 mm. Preparasi kemudian diulas asam fosfat 37%, dicuci dengan air dan dikeringkan secara *blot dry*. Selanjutnya gigi dimasukkan desikator dan segera sesudah dikeluarkan, diaplikasikan resin Voco, kemudian di atasnya ditumpat dengan akrilik *self cured*. Berikutnya gigi dibelah dan diamati di bawah SEM. Cara kerja selengkapnya tertulis pada Bab 4 Tata Kerja Penelitian bagian C.

Hasil gambaran SEM dalam disertasi ini menunjukkan rerata ketebalan lapisan hibrid dentin pada kelembaban 60% adalah $2.1 \pm 0.7 \mu\text{m}$, kelembaban 65% (kontrol) meningkat menjadi $5.3 \pm 5.6 \mu\text{m}$. Pada kelembaban 70% dan 80% menurun menjadi $2.6 \pm 2.0 \mu\text{m}$ dan $1.4 \pm 0.3 \mu\text{m}$. Selanjutnya kelembaban 90% terjadi peningkatan menjadi $3.1 \pm 0.5 \mu\text{m}$.

Bila dikaji hasil di atas, rerata ketebalan lapisan hibrid dentin ternyata tidak menunjukkan pola yang beraturan. Hal ini disebabkan karena garis potong yang tidak lurus pada waktu membelah gigi, sudut penglihatan terhadap obyek gigi yang tidak tegak lurus dan kerusakan yang terjadi pada saat mempersiapkan sampel. Dalam penelitian ini kelembaban yang terjadi tidak berpengaruh terhadap ketebalan lapisan hibrid. Ketebalan lapisan hibrid dipengaruhi oleh konsentrasi aseton yang terdapat di dalam bahan dentin bonding (Chiu dan Dickens, 2004). Mereka menggunakan konsentrasi aseton di antara 27% - 69% berat. Hasil penelitiannya menunjukkan bahwa dengan meningkatnya konsentrasi

aseton maka ketebalan lapisan hibrid akan menurun. Konsentrasi aseton yang tinggi akan menyebabkan penguapan yang berlebihan sehingga akibatnya memudahkan terjadinya keretakan pada lapisan hibrid. Keretakan ini akan mengakibatkan penurunan kekuatan tarik resin bonding. Akan tetapi kedua pakar tersebut menambahkan bila ketebalan lapisan hibrid dihubungkan dengan kekuatan tarik (pada uji korelasi) maka hasilnya tidak ada hubungan antara ketebalan lapisan hibrid dengan kekuatan tarik resin bonding. Keretakan lapisan hibrid dapat disimak pada gambar 5.31 dan 5.32

Konsentrasi aseton yang tinggi dapat pula menyebabkan kontraksi lapisan hibrid sehingga tag resin yang terbentuk berada di luar tubuli dentin (gambar 5.36). Kontraksi ini dapat juga disebabkan karena sampel pada kelembaban 60% terdapat jumlah air yang sedikit (dalam kondisi kering) atau terjadi kerusakan pada waktu proses pembuatan sampel, khususnya saat membelah gigi.

Hasil pengamatan dan analisis terhadap panjang tag resin (dalam penelitian ini) secara statistik tidak ada perbedaan yang bermakna dengan ketebalan lapisan hibrid dentin. Rerata panjang tag resin pada kelembaban 60% sebesar kemudian pada kelembaban 65% (kontrol) dan 70% mengalami penurunan menjadi $3.9 \pm 0.4 \mu\text{m}$ dan $2.2 \pm 0.3 \mu\text{m}$. Pada kelembaban antara 80% dan 90%, rerata panjang tag meningkat kembali menjadi $2.4 \pm 2.1 \mu\text{m}$ dan $3.6 \pm 0.1 \mu\text{m}$.

Dari pola rerata panjang tag resin tersebut maka dapat diasumsikan bahwa kelembaban tidak berpengaruh terhadap panjang tag resin. Hasil ini juga didukung oleh penelitian Nishiyama et al (2003) dan Wang & Spencer (2003).

Kekuatan perlekatan resin bonding pada permukaan dentin dapat dianalisis dengan adanya kerapatan jumlah tag resin yang terlihat pada foto SEM. Artinya

bila pada foto SEM terdapat jumlah tag resin yang tinggi, maka dianggap kekuatan perlekatan resin – dentin besar. Akan tetapi hal ini secara keseluruhan belum dapat dijelaskan dengan pasti, oleh karena ketajaman alat SEM tersebut untuk memindai (*scanning*) sangat terbatas. Sebagai misal, pada pembesaran rendah (50 x) terlihat jelas batas antara resin bonding dengan permukaan dentin, terlihat adanya beberapa tag resin. Namun bila diperbesar hingga 2000 kali atau 3000 kali, daerah spot yang dicari tidak terlihat lagi walaupun telah diusahakan mencarinya dengan beberapa fokus. Oleh sebab itu penulis menemui kesulitan untuk menganalisis kerapatan dan panjang tag resin.

Hal lain yang patut dipertimbangkan adalah hasil foto SEM merupakan gambaran pada daerah spot tertentu. Sebagai contoh pada foto terlihat tag resin pada bagian mesial preparasi kavitas maka yang dianalisis adalah bagian mesial ini. Adakalanya bila dicari tag resin di sebelah distal, tidak akan terlihat karena keterbatasan alat tersebut. Contoh lain ialah misalkan pada pembesaran 2000 kali, panjang foto SEM = 120 mm dan dari perhitungan yang ada maka yang terlihat di foto SEM (sebagai daerah spot) hanyalah sebesar 33 μ m. Padahal diameter preparasi kavitas adalah 5 mm. Daerah spot lainnya tak terpindai.

Dari pembesaran rendah ke pembesaran yang lebih tinggi, banyak daerah spot yang tidak terlihat. Hal ini mungkin disebabkan daerah tersebut tidak tegak lurus dengan sudut penglihatan (sehubungan dengan garis potong yang tidak lurus). Hasil pengamatan gambaran SEM di sini yaitu untuk menunjang penelitian mengenai perlekatan resin bonding pada permukaan dentin. Dari perhitungan (lampiran 4), ternyata ketebalan lapisan hibrid dentin, panjang tag resin dan jumlah kerapatan tag resin tidak ada hubungannya dengan kekuatan

perlekatan bahan resin bonding pada kolagen dentin. Hasil ini sesuai dengan penelitian dari Suzuki *et al*, 1998 ; Nishiyama *et al*, 2003 ; Wang dan Spencer, 2003. Hal tersebut dapat dijelaskan sebagai berikut :

Bila dilihat gambaran foto mikroskopis tag resin atau lapisan hibrid dentin baik secara SEM, TEM ataupun mikroskop optik, maka interpretasi tersebut mempunyai gambaran dua dimensi. Padahal di dalam kenyataannya bentuk tag dan lapisan hibrid merupakan tiga dimensi. Artinya gambaran foto mikroskopis masih belum mampu menjelaskan kondisi yang sebenarnya. Dalam foto SEM misalnya, tubuli dentin umumnya berbentuk lurus, padahal sesungguhnya tubuli tersebut jalannya "berkelok-kelok". Apabila pada daerah ini dipotong pada saat proses pembelahan gigi sediaan, maka yang terlihat pada foto SEM adalah daerah pengamatan di sekitar garis potong tersebut. Sedangkan untuk daerah yang lain tidak akan terlihat. Untuk jelasnya dapat disimak pada gambar berikut:



Gambar 6.1 : Diagram potongan tubuli dentin

A - C merupakan panjang tubuli dentin. Bila gigi sediaan dipotong maka dari sudut pandang mata, yang terlihat dalam foto adalah A-B sebagai panjang tubuli sedangkan B-C tidak akan terlihat. Jadi keadaan tersebut tidak menggambarkan kondisi yang sebenarnya.

Penjelasan lain yang dapat dikemukakan untuk masalah ini ialah cara pemotongan gigi sediaan. Dalam penelitian ini cara membelah gigi yaitu membuat keratan yang melingkari gigi serta tepat ditengah tumpatan. Kemudian

dari keratan tadi gigi dibelah dengan pahat dan palu. Hasilnya adalah garis patahan yang tidak lurus namun merupakan garis potong yang tidak beraturan (lihat gambar berikut)



Gambar 6.2: Garis potong yang tidak lurus

Lain halnya bila gigi sediaan dipotong dengan disk intan maka hasil garis potongnya dapat lurus. Garis potong ini merupakan bidang yang diamati di bawah SEM dan posisinya tidak tepat tegak lurus dengan sudut pandang penglihatan. Akibatnya posisi tag atau lapisan hibrid juga tidak tegak lurus dengan sudut penglihatan. Ini berarti ada distorsi pada panjang tag maupun ketebalan lapisan hibrid.

Pendapat di atas didukung oleh pernyataan Soetopo (1980) yang mengatakan bahwa hasil pengukuran panjang tag yang diperoleh berbeda-beda bila dibandingkan dengan banyak peneliti. Hal ini disebabkan karena prosedur pada waktu membuat gigi sediaan (karena tag resin mudah patah), viskositas resin, kemampuan permukaan untuk dapat membasahi, tegangan permukaan dan pori-pori yang terjadi di permukaan enamel serta cara pengukuran panjang tag misalnya dengan *eye-piece graticule* atau cara *planimetric*. Disimpulkan bahwa pengukuran panjang tag bersifat subyektif.

Peneliti lain yakni Nishiyama *et al* (2000) mengungkapkan bahwa ketebalan lapisan hibrid tidak ada hubungannya dengan kekuatan perlekatan resin bonding dengan dentin gigi. Mereka mengemukakan, kekuatan resin bonding pada dentin

akan meningkat bila jumlah molekul gugus metilen pada resin meningkat. Kemudian pada tahun 2003, kelompok riset yang dipimpin Nishiyama melakukan penelitian untuk hal yang sama. Hasilnya menunjukkan, walaupun pada beberapa kelompok percobaan mempunyai ketebalan lapisan hibrid yang sama akan tetapi nilai kekuatan tarik resin HEMA pada dentin berbeda-beda. Hal ini disebabkan karena perbedaan pH larutan HEMA mempengaruhi ikatan hidrogen antara HEMA-kolagen dan berpengaruh terhadap kekuatan tariknya.

Hasil penelitian Suzuki *et al* (1998) membuktikan bahwa resin primer yang berdasarkan hidroksiprolin tidak mampu meningkatkan kekuatan perlekatan primer pada dentin, meskipun resin telah mampu membentuk ketebalan lapisan hibrid hingga 10 kali bila dibandingkan dengan yang tanpa diulas resin hidroksiprolin.

6.5 Hasil Temuan Baru

Dari hasil penelitian serta beberapa kajian yang telah dilakukan dalam disertasi ini maka kini diperoleh suatu hasil temuan baru yaitu :

Kelembaban 60% merupakan kelembaban yang optimal untuk menghasilkan kekuatan perlekatan tarik antara resin dentin bonding (berbasis HEMA) dengan kolagen dentin. Kekuatan perlekatan tarik mencerminkan gambaran sebenarnya kekuatan perlekatan antara bahan bonding (HEMA) dengan kolagen dentin, oleh karena pada perlekatan tarik ini terjadi ikatan kimia dan ikatan mekanis antara resin bonding (berbasis HEMA) dengan kolagen dentin.

BAB 7 SIMPULAN DAN SARAN

7.1 Simpulan

Berdasarkan penjelasan pada bab sebelumnya maka kini diajukan simpulan sebagai berikut :

1. Kelembaban 70% merupakan kelembaban yang terbaik dimana terdapat pembentukan ikatan paling maksimal antara gugus karbonil HEMA dengan kolagen dentin. Hal ini ditunjukkan dengan puncak pita serapan karbonil HEMA yang paling kecil.
2. Nilai kekuatan tarik yang maksimal antara resin dentin bonding yang berbasis HEMA dengan kolagen dentin diperoleh pada kelembaban 60%. Kekuatan tarik tersebut sebagai hasil adanya interaksi kimia dan retensi mekanis antara resin dentin bonding dengan kolagen dentin.
3. Tidak ada perbedaan gambaran mikroskopis perlekatan antara HEMA dengan kolagen dentin pada peningkatan kelembaban

7.2 Saran

1. Supaya dapat diimplementasikan secara klinis, perlu penelitian untuk menentukan teknik pengeringan tertentu dengan mempertimbangkan kelembaban 60% agar dihasilkan kekuatan perlekatan antara resin dentin bonding (HEMA) dengan kolagen dentin secara maksimal.
2. Melakukan penelitian yang sama terhadap kekuatan perlekatan antara resin dentin bonding (HEMA) dengan kolagen dentin tetapi dengan bermacam pfi larutan HEMA, konsentrasi HEMA, konsentrasi aseton dan suhu sehubungan dengan berbagai kelembaban di sekitar dentin.



DAFTAR PUSTAKA

- Anusavice, KJ. 2003. *Phillip's Science of Dental Materials*, 11th Ed, WB Saunders Co., Philadelphia-London-Toronto, p: 21-395
- Belli S, Unlu N, Ozer F. 2001. Bonding strength to two different surface of dentin under stimulated pulpal pressure, *J Adhesive Dent*, 3 : 145-152
- Besraoui C, Attal JP. 2001. Influence of a simulated oral environmental on dentin bond strength of two adhesive systems. *Am J Dent*, 14 : 367-372
- Boullaguet S, Cinochi B, Jacoby T, Wataha J. 2001. Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities invitro, *Dent Mat*, 17 : 316-321
- Breschi L, Gobbi P, Marzotti G, Falconi M. 2002. High resolution SEM evaluation of dentin etched with maleic and citric acid, *Dent Mat*, 18 : 26-35
- Bresnick S. 2003. *Intisari Kimia Organik (terjemahan oleh Kotong H)*, cetakan 1. Penerbit Hipokrates, Jakarta, hal : 101 -102
- Browning WD, Myers ML, Nix LB. 2001. Constancy of bond strength in 5 single bottle dentin bonding systems, *Quintess Int*, 32 : 249-253
- Chiba Y, Miyasaki M, Rikuta A, Moore BK. 2004. Influence of environmental conditions on dentin bond strengths of one application adhesive systems. *Oper Dent*, 29 : 554 - 559
- Cho BH, Dickens SH. 2004. Effect of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dent Mat*, 20 : 107 - 115
- Cohen S, Burns RC. 2002. *Pathways of the pulp*, 8th Ed. Mosby Inc, St Louis-London-Philadelphia, p: 411-454

- Coleman TA, Kinderknecht KE. 2000. Cervical dentin hypersensitivity. *Quintess Int*, 31: 461 - 465
- Craig RG, Powers JM, Wataha JC. 2002. *Dental Materials. Properties and Manipulation*. 8th Ed, Mosby Inc., Baltimore-Boston-Carlsbad, p: 57-78
- Demarco FF, Tarquino SBC, Jaeger MMM, Araujo VC. 2001. Pulp response and cytotoxicity evaluation of 2 dentin bonding agents, *Quintess Int*, 32: 211 - 220
- Dyce KM, Sack WO and Wensing CIW. 1996. *Textbook of veterinary anatomy*, 2nd Ed, WB Saunders Co, Philadelphia-London-Toronto, p: 640 - 645
- Encyclopedia Americana. 1975. Americana Co., vol. 14, p : 560 - 561
- Feninat FE, Ellis TH, Sacher E. 2001. A tapping mode AFM study of collapse and denaturation in dentinal collagen, *Dent Mat*, 17, 284 - 288
- Finger WJ, Tari C. 2002. Effect of relative humidity on bond strength of self-etching Adhesive to dentin, *J Adhes Dent*, 4 : 277 - 282
- Fuentes V, Ceballos R, Osorio R, Toledano M. 2004. Tensile strength and microhardness of treated human dentin, *J Dent Mater*, 20 : 522 - 529
- Goracci C, Ferrari M. 2002. Adhesion testing with the micro tensile method, *J Adhes Dent*, 4 : 291 - 297
- Harada N, Nakajima M, Pereira NR, Yamaguchi S. 2000. Tensile bond strength of a newly developed one-bottle self etching resin bonding systems to various dental substrates, *Dent in Japan*, 36 : 47-53
- Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H. 2002. Fractured surface characterization . wet versus dry bonding, *Dent Mat*. 18 : 95-102

- Hayakawa T, Nemoto K. 2002. Efficacy of self etching primer in the adhesion of 4-META/MMA-TRB resin cement to enamel, *J Adhes Dent*, 4, 105-113
- Ibarra G, Vargas M, Armstrong SR. 2002. Microtensile bond strength of self etching adhesive to ground and unground enamel, *J Adhes Dent*, 4, 115-124
- Kemp W. 1988. Organic spectroscopy, 2nd Ed, ELBS/Macmillan Ltd . Edinburgh, p. 12 - 81
- Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. 2001. Bonding to dentin with a self-etching primer, *Dent Mat*, 17 : 122-126
- Leal JLR, Osorio R, Terriza JAH. 2001. Dentin wetting by four adhesive system, *Dent Mat*, 17 : 526 - 532
- Leinshow S, Hosmer DW, Klar J, Lwanga S. 1990. Adequacy of sample size in health studies, John Willey & Sons, New-York - Brisbane - Toronto, p : 38 - 40
- Li H, Burrow MF, Tyas MJ. 2002 The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems, *Dent Mat*. 18 : 111-119
- Macedi KT, Carvalho RM, Ringle RD. 1996. The effect of acetone, ethanol, HEMA and air on the stiffness of human decalcified dentin matrix, *J Dent Res*. 75 : 1851 - 1858
- Meerbeek BV, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. 1998. A TEM study at two water based adhesive systems bonded to dry and wet dentin, *J Dent Res*, 77 : 50- 59
- Nakabayashi NP, Pashley DH. 1998. Hybridization of dental hard tissues, 1st Ed, Chicago IL, Quintess Publ Co, Ltd, p . 1 - 107

- Nakajima M, Sano H, Zheng L. 1999. Effect of moist vs. dry bonding to normal vs. caries affected dentin with Scotchbond Multi Purpose Plus, *J Dent Res*, 78 : 1298-1303
- Nakajima M, Sano H Urabe I, Tagami J. 2000. Bond strengths of single bottle dentin adhesive to caries affected dentin, *Operative Dent*, 25 : 2-10
- Nishiyama N, Asakura T, Suzuki K. 1998. Adhesion mechanism of resin to etched dentin primed with N-MGly studied by ^{13}C NMR, *J Biomed Mater Res*, 40 : 458 - 463
- Nishiyama N, Asakura T, Suzuki K, Komatsu K. 2000. Bond strength of resin to acid-etched dentin studied by ^{13}C NMR, *J Dent Res*, 79 : 806-811
- Nishiyama N, Suzuki K, Komatsu K, Yasuda S, Nemoto K. 2002. A ^{13}C NMR study on the adsorption characteristics of HEMA to dentinal collagen, *J Dent Res* 81: 469 - 471
- Nishiyama N, Suzuki K, Nagatsuka A, Nemoto K. 2003. Dissociation states of collagen functional groups and their effects on priming efficacy of HEMA bonded to collagen, *J Dent Res* 82 : 257 - 261
- NOOT RV. 2002. Introduction to dental materials, 2nd Ed. CV Mosby Co, Edinburgh-London-New York-Oxford, p: 11 - 78
- Notoatmodjo S. 2002. Metodologi Penelitian Kesehatan, Edisi ke 2, PT Rineka Cipta, Jakarta p : 36-202
- Ozok AR, Wu MK, Cate JM, Wesselink PR. 2002. Effect of perfusion with water on demineralization of human dentin in vitro, *J Dent Res*, 81 : 733 - 737
- Pape DS 1997. Prinsip-prinsip biokimia, Edisi ketiga, Penerbit Erlangga, terjemahan oleh : Soendoro, Jakarta, hal : 12 - 13

- Perdigao J, Swift EJ, Lopes GC. 1999. Effect of repeated use on bond strengths of one bottle adhesive, *Restorative Dent*, 30 : 819-823
- Perdigao J and Lopes M. 2001. The effect of etching time on dentin demineralization, *Restorative Dent*, 32 : 19-26
- Pioch T, Stachle HJ, Wurst M. 2002. The nanoleakage phenomenon: Influence of moist vs dry bonding, *J Adhes Dent*, 4 : 32 - 30
- Pratiknya AW. 2001. Metodologi Penelitian Kedokteran dan Kesehatan, Edisi ke 4, PT Raja – Grafindo Persada, Jakarta, hal : 19-174
- Price RB, Hall GC. 1999. In vitro comparison of 10-minute vs. 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems, *Quintess Int*, 30 : 122-134
- Reis A, Alessandro D, Loguercio, Carvalho RM, Grande RHM. 2004. Durability of resin dentin interface: effects of surface moisture and adhesive solvent component, *J Dent Mat*, 20 : 669 - 676
- Renzo MD, Ellis TH. 1994. Chemical reactions between dentin and bonding agents, *J Adhesion*, 47 : 115 - 121
- Rosales JJ, Marshall GW, Watanabe LG. 1999. Acid etching and hydration influence on dentin roughness and wettability, *J Dent Res*. 78 : 1554 - 1559
- Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM. 1999. Regional measurement of resin dentin bonding as an array, *J Dent Res*, 78 : 699-705
- Silverstein RM and Webster FX. 1998. Spectrometric Identification of Organic Compound, 6th Ed., John Wiley & Sons, Inc, New York, p 71 -143
- Skirtic D, Hailer AW, Takagi A, Antonucci JM. 1996. Quantitative assesment of the efficacy of amorphous calcium phosphate/methacrylate composite in

- remineralizing caries-like lesions artificially produced in bovine enamel. *J Dent Res*, 75 : 1679 - 1686
- Soetopo. 1980. Adhesi komposit resin dengan tehnik etsa asam untuk restorasi kerusakan gigi, Disertasi Doktor Universitas Airlangga
- Spencer P, Swafford JR. 1999. Unprotected protein at the dentin adhesive interface. *Quintess Int*, 30 : 501-507
- Suzuki K, Ishikawa K, Nishitani Y, Ito K. 2000. Adhesion of restorative resin to teeth. *Dentistry in Japan*, 36 : 93-97
- Suzuki K, Nishiyama N, Nemoto K. 1998. Effect of N-methacryloyl amino acid application on hybrid layer formation at the interface of intertubular dentin. *J Dent Res* 77 : 1881-1888
- Swift EJ, Wilder AD, May KN, Waddell SL. 1997. Shear bond strength of one-bottle dentin adhesives using multiple applications. *Operative Dent*, 22 : 194-199
- Steel RGD, Torne JH. 1980. Principles and procedures of statistics, 2nd Ed, Mc GrawHill Book Co, New-York-St.Louis-San Francisco, p: 118-119
- Taira Y, Matsumura H, Yoshida K. 1996. Adhesive bonding to dentin with ferrous chloride primers and tri-n-butylborane-initiated luting agents. *J Dent Res*, 75 : 1859 - 1864
- Tani C, Finger WJ. 2002. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all in one self-etching adhesives. *J Adhesive Dent*, 4 : 283 - 289
- Tantbirojin D, Chung YS, Versluis A. 2000. Nominal shear of fracture mechanics in the assessment of composite dentin adhesion. *J Dent Res*, 79 : 41-48

- Tay FR, King NM, Chan K. 2002. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously ?, *J Adhes Dent*. 4 : 255-269
- Tay FR, Pashley DH. 2001. Aggressiveness of contemporary self-etching systems, *Dent Mat*, 17, 296 – 308
- Wang Y, Spencer P. 2003 Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding, *J Dent Res*. 82 : 141 - 145
- Xu J, Stangel I, Butler IS, Gilson DFR. 1997. An FT Raman Spectroscopy Investigation of dentin and collagen surfaces modified by HFMA, *J Dent Res*, 76 : 596 - 601
- Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Nakajima M. 2002. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin, *J Dent Res*, 81 : 556 - 560

Lampiran I : Hasil perhitungan kadar air dentin

Data kadar air di dalam dentin (%)

Kelembaban 60%	Sampel no. 1 : 2.3 2 : 1.7 3 : 2.2 4 : 2.5 5 : 1.8
Kelembaban 65%	Sampel no. 1 : 2.4 2 : 3.2 3 : 3.1 4 : 2.5 5 : 2.6
Kelembaban 70%	Sampel no. 1 : 3.7 2 : 2.6 3 : 3.3 4 : 3.5 5 : 3.1
Kelembaban 80%	Sampel no. 1 : 3.7 2 : 4.5 3 : 3.9 4 : 4.1 5 : 4.2
Kelembaban 90%	Sampel no. 1 : 4.2 2 : 4.6 3 : 4.9 4 : 4.4 5 : 4.9

Uji distribusi normal kadar air dentin pada kelembaban 60%

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Kadar air dentin
N			5
Normal Parameters	4 ^b	Mean	2.1000
		Std. Deviation	.3091
Most Extreme Differences		Absolute	.216
		Positive	.212
		Negative	.216
Kolmogorov-Smirnov Z		.483	
Asymp. Sig. (2-tailed)		.874	

^a Test distribution is Normal.

^b Calculated from data.

Pada kelembaban 70% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Kadar air dalam
N			5
Normal Parameters	*b	Mean	3,2400
		Std. Deviation	,4218
Most Extreme Differences		Absolute	,170
		Positive	-.170
		Negative	-.170
Kolmogorov-Smirnov Z			,360
Asymp. Sig. (2-tailed)			,360

- a. Test distribution is Normal
- b. Calculated from data.

Pada kelembaban 80% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Kadar air dalam
N			5
Normal Parameters	*b	Mean	4,0000
		Std. Deviation	,3033
Most Extreme Differences		Absolute	,146
		Positive	-.146
		Negative	-.120
Kolmogorov-Smirnov Z			,327
Asymp. Sig. (2-tailed)			,690

- a. Test distribution is Normal
- b. Calculated from data.

Pada kelembaban 90% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Kadar air dalam
N			5
Normal Parameters	*b	Mean	4,8000
		Std. Deviation	,3082
Most Extreme Differences		Absolute	,235
		Positive	-.165
		Negative	-.235
Kolmogorov-Smirnov Z			,525
Asymp. Sig. (2-tailed)			,945

- a. Test distribution is Normal
- b. Calculated from data.

Pada kelembaban 65% (kontrol) :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Kadar air dalam
N			5
Normal Parameters	*b	Mean	2,7000
		Std. Deviation	,3647
Most Extreme Differences		Absolute	,270
		Positive	-.370
		Negative	-.270
Kolmogorov-Smirnov Z			,800
Asymp. Sig. (2-tailed)			,261

- a. Test distribution is Normal
- b. Calculated from data.

Kekuatan Perlekatan. Antara Bahan Bonding Hema Denga Kolagen Dentin Pada Berbagai Kembang :Penelitian Labolatoris Dengan Gigi Bovine

Oneway ANOVA kadar air dalam dentin :

Descriptives

Kadar air dentin

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
60%	5	2,1000	,3391	,1517	1,6788	2,5211	1,70	2,50
70%	5	3,2400	,4219	,1667	2,7161	3,7639	2,80	3,70
80%	5	4,0800	,3033	,1356	3,7034	4,4566	3,70	4,50
90%	5	4,6000	,3082	,1378	4,2173	4,9827	4,20	4,90
Kontrol (65%)	5	2,7800	,3647	,1631	2,3072	3,2128	2,40	3,20
Total	25	3,3560	,9891	,1938	2,9560	3,7560	1,70	4,90

Test of Homogeneity of Variances

Kadar air dentin

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
.300	4	20	.874

ANOVA

Kadar air dentin

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	20,090	4	5,022	40,966	,000
Within Groups	2,452	20	,123		
Total	22,542	24			

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Kadar air dentin

LSD

(I) Kelompok Perla	(J) Kelompok Perla	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
60%	70%	-1,1400*	,2214	,000	-1,8019	-,6781
	80%	-1,9800*	,2214	,000	-2,4419	-1,5181
	90%	-2,5000*	,2214	,000	-2,9619	-2,0381
	Kontrol (65%)	-,6600*	,2214	,007	-1,1219	-,1981
70%	60%	1,1400*	,2214	,000	,6781	1,6019
	80%	-,8400*	,2214	,001	-1,3019	-,3781
	90%	-1,3600*	,2214	,000	-1,8219	-,8981
	Kontrol (65%)	-,4800*	,2214	,042	1,806E-02	,9419
80%	60%	1,9800*	,2214	,000	1,5181	2,4419
	70%	-,8400*	,2214	,001	-,3781	1,3019
	90%	-,5200*	,2214	,029	-,9819	,8064E-02
	Kontrol (65%)	1,3200*	,2214	,000	,8581	1,7819
90%	60%	2,5000*	,2214	,000	2,0381	2,9619
	70%	1,3600*	,2214	,000	,8981	1,8219
	80%	-,5200*	,2214	,029	5,806E-02	,9819
	Kontrol (65%)	1,8400*	,2214	,000	1,3781	2,3019
Kontrol (65%)	60%	-,6600*	,2214	,007	-,1981	1,1219
	70%	-,4800*	,2214	,042	-,9419	,8064E-02
	80%	-1,3200*	,2214	,000	-1,7819	-,8581
	90%	-1,8400*	,2214	,000	-2,3019	-1,3781

*. The mean difference is significant at the .05 level.

Lampiran 2 : Hasil perhitungan secara kimia (ikatan antara karbonil HEMA dengan amino kolagen)

Nilai puncak pita serapan karbonil HEMA diperoleh dari rumus perhitungan oleh Kemp (1988) yaitu .

$$P = (BC / AB) \times 100, \text{ AB dan BC diukur dalam sentimeter}$$

(lihat penjelasan BAB 4 bagian 4.5.3 A).

Data penelitian secara kimia
Nilai puncak pita serapan karbonil HEMA (FTIR)

HEMA murni	Sampel no	1	53,8
		2	42,8
		3	46,1
Kelembaban 60%	Sampel no	1	29,8
		2	12,1
		3	21,7
Kelembaban 65%	Sampel no	1	21,9
		2	12,3
		3	25,0
Kelembaban 70%	Sampel no	1	12,3
		2	9,8
		3	6,4
Kelembaban 80%	Sampel no	1	33,3
		2	42,0
		3	21,7
Kelembaban 90%	Sampel no	1	32,0
		2	35,6
		3	29,2

Uji distribusi normal HEMA murni

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test^a

			Indikator Kmg
N			3
Normal Parameters	df	Mean	47,5607
		Std. Deviation	5,6448
Most Extreme Differences		Absolute	200
		Positive	200
		Negative	-190
Kolmogorov-Smirnov Z			406
Asymp. Sig. (2-tailed)			982

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

Pada kelembaban 60% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Indikator Kimia
N			3
Normal Parameters ^{a,b}	Mean	21,2000	
	Std. Deviation	8,2806	
Most Extreme Differences	Absolute	,189	
	Positive	,181	
	Negative	-,188	
Kolmogorov-Smirnov Z		,328	
Asymp. Sig. (2-tailed)		1,000	

- a. Test distribution is Normal.
b. Calculated from data.

Pada kelembaban 70% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Indikator Kimia
N			3
Normal Parameters ^{a,b}	Mean	9,5000	
	Std. Deviation	2,9614	
Most Extreme Differences	Absolute	,207	
	Positive	,186	
	Negative	-,207	
Kolmogorov-Smirnov Z		,359	
Asymp. Sig. (2-tailed)		1,000	

- a. Test distribution is Normal.
b. Calculated from data.

Pada kelembaban 80% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Indikator Kimia
N			3
Normal Parameters ^{a,b}	Mean	29,0000	
	Std. Deviation	6,3553	
Most Extreme Differences	Absolute	,348	
	Positive	,249	
	Negative	-,348	
Kolmogorov-Smirnov Z		,603	
Asymp. Sig. (2-tailed)		,880	

- a. Test distribution is Normal.
b. Calculated from data.

Pada kelembaban 90% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Indikator Kimia
H ₀			3
Normal Parameters	a ^b	Mean	32,7883
		Std. Deviation	9,2083
Most Extreme Differences		Absolute	,200
		Positive	,200
		Negative	-,184
Kolmogorov-Smirnov Z			,348
Asymp. Sig. (2-tailed)			,600

a. Test distribution is Normal.
 b. Calculated from data.

Pada kelembaban 65% (kontrol) :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Indikator Kimia
H ₀			3
Normal Parameters	a ^b	Mean	19,7333
		Std. Deviation	6,6214
Most Extreme Differences		Absolute	,295
		Positive	,213
		Negative	-,295
Kolmogorov-Smirnov Z			,511
Asymp. Sig. (2-tailed)			,957

a. Test distribution is Normal.
 b. Calculated from data.

Oneway ANOVA – indikator kimia :

Descriptives

Endikator Kimia

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	% Confidence Interval		Minimum	Maximum
					Mean	Mean		
Hema	3	17,5667	5,6448	3,2590	33,5443	61,5890	42,80	53,80
60%	3	11,2000	8,8606	5,1157	-,8109	43,2109	12,10	29,80
70%	3	9,5000	2,9614	1,7098	2,1434	16,8566	6,40	12,30
80%	3	29,0000	6,3553	3,6692	13,2125	44,7675	21,70	33,30
90%	3	32,2667	3,2083	1,8523	24,2968	40,2366	29,20	35,60
Kontrol	3	19,7333	6,6214	3,8229	3,2848	36,1819	12,30	25,00
Total	18	26,5444	13,2084	3,1133	19,9760	33,1128	6,40	53,80

Test of Homogeneity of Variances

Indikator Kimia

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
.997	5	12	.460

ANOVA

Indikator Kimia

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	2538,524	5	507,705	14,257	,000
Within Groups	427,340	12	35,612		
Total	2965,864	17			

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Indikator Kimia
LSD

(I) Kelompok perlakuan	(J) Kelompok perlakuan	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Hema	80%	26,9667*	4,8725	,000	15,7504	38,1829
	70%	38,0667*	4,8725	,000	27,4504	48,6829
	60%	18,5667*	4,8725	,002	7,9504	29,1629
	50%	15,3000*	4,8725	,009	4,8829	25,9152
	Kontrol	27,8333*	4,8725	,000	17,2171	38,4498
60%	Hema	-26,9667*	4,8725	,000	-38,0629	-15,7504
	70%	11,7000*	4,8725	,031	1,0629	22,3382
	80%	-7,8000	4,8725	,136	-18,4162	2,8162
	90%	-11,0667*	4,8725	,042	-21,8829	-,4504
	Kontrol	1,4667	4,8725	,789	-9,1498	12,0829
70%	Hema	-38,0667*	4,8725	,000	-48,6829	-27,4504
	60%	-11,7000*	4,8725	,033	-22,3162	-1,0629
	50%	-19,5000*	4,8725	,002	-30,1162	-8,8829
	80%	-22,7667*	4,8725	,001	-33,3829	-12,1504
	Kontrol	-10,2333	4,8725	,058	-20,6498	-,3529
80%	Hema	-18,5667*	4,8725	,002	-29,1829	-7,9504
	60%	7,8000	4,8725	,176	2,8162	18,4162
	70%	18,5000*	4,8725	,003	8,8829	30,1162
	90%	-3,2667	4,8725	,515	-13,8829	7,3498
	Kontrol	3,2667	4,8725	,081	1,3498	19,8829
90%	Hema	-15,3000*	4,8725	,009	-25,9152	-4,6829
	60%	11,0667*	4,8725	,042	1,4504	21,6829
	70%	22,7667*	4,8725	,001	12,1504	33,3829
	80%	3,2667	4,8725	,515	-7,3498	13,8829
	Kontrol	12,5333*	4,8725	,074	1,9171	23,1498
Kontrol	Hema	-27,8333*	4,8725	,000	-38,4498	-17,2171
	60%	-1,4667	4,8725	,789	-12,0829	9,1498
	70%	10,2333	4,8725	,058	1,3529	20,8498
	80%	-9,2667	4,8725	,081	-18,8829	1,3498
	90%	-12,5333*	4,8725	,074	-23,1498	-1,9171

*. The mean difference is significant at the .05 level

Lampiran 3 : Hasil kekuatan tarik pada permukaan dentin yang telah dietsa dengan berbagai kelembaban (Mpa)

Kelembaban 60%	Sampel no 1 : 17,2 2 : 19,8 3 : 14,5 4 : 16,8 5 : 15,4 6 : 19,0 7 : 14,8 8 : 15,2
Kelembaban 65%	Sampel no 1 : 16,5 2 : 13,5 3 : 17,8 4 : 12,4 5 : 15,6 6 : 15,5 7 : 17,5 8 : 14,8
Kelembaban 70%	Sampel no 1 : 12,5 2 : 13,2 3 : 12,0 4 : 18,5 5 : 11,1 6 : 10,6 7 : 12,5 8 : 11,5
Kelembaban 80%	Sampel no 1 : 9,6 2 : 10,1 3 : 15,8 4 : 14,1 5 : 8,9 6 : 11,5 7 : 12,5 8 : 10,2
Kelembaban 90%	Sampel no 1 : 12,3 2 : 13,8 3 : 8,8 4 : 7,5 5 : 9,2 6 : 10,5 7 : 9,2 8 : 8,9

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Kekuatan tarik
N			8
Normal Parameters ^{a,b}	Mean		16,7375
	Std. Deviation		1,8384
Most Extreme Differences	Absolute		,232
	Positive		,232
	Negative		,146
Kolmogorov-Smirnov Z			,856
Asymp. Sig. (2-tailed)			,783

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

Pada kelembaban 70% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Kekuatan tarik
N			8
Normal Parameters ^{a,b}	Mean		12,7375
	Std. Deviation		2,4744
Most Extreme Differences	Absolute		,301
	Positive		,301
	Negative		-,194
Kolmogorov-Smirnov Z			,851
Asymp. Sig. (2-tailed)			,454

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

Pada kelembaban 80% .

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Kekuatan tarik
N			8
Normal Parameters ^{a,b}	Mean		11,5875
	Std. Deviation		2,3967
Most Extreme Differences	Absolute		,219
	Positive		,219
	Negative		-,131
Kolmogorov-Smirnov Z			,819
Asymp. Sig. (2-tailed)			,839

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

Pada kelembaban 90% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Kekuatan tarik
N			8
Normal Parameters	a ^b	Mean	10,0250
		Std. Deviation	2,0755
Most Extreme Differences		Absolute	,279
		Positive	,279
		Negative	-,153
Kolmogorov-Smirnov Z		,791	
Asymp. Sig. (2-tailed)		,590	

a. Test distribution is Normal
 b. Calculated from data

Pada kelembaban 65% (kontrol) :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Kekuatan tarik
N			8
Normal Parameters	a ^b	Mean	15,5000
		Std. Deviation	1,8237
Most Extreme Differences		Absolute	,125
		Positive	,114
		Negative	-,125
Kolmogorov-Smirnov Z		,384	
Asymp. Sig. (2-tailed)		1,000	

a. Test distribution is Normal
 b. Calculated from data

Descriptives

Kekuatan tarik

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
60%	8	16,7375	1,8384	,6500	15,2005	18,2745	14,80	19,80
70%	8	12,7375	2,4744	,8748	10,6688	14,8062	10,60	18,50
80%	8	11,5875	2,3967	,8474	9,5839	13,5912	8,90	15,80
90%	8	10,0250	2,0755	,7338	8,2898	11,7602	7,50	13,80
Kontrol	8	15,5000	1,8237	,6449	13,9754	17,0246	12,60	17,80
Total	40	13,3175	3,2233	,5096	12,2865	14,3484	7,50	19,80

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Kekuatan tarik
LSD

(I) Kelompok Perlekatan	(J) Kelompok Perlekatan	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	85% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
60%	70%	4,0000*	1,0696	,001	1,8286	6,1714
	80%	5,1500*	1,0696	,000	2,9786	7,3214
	90%	6,7125*	1,0696	,000	4,5411	8,8839
	Kontrol	1,2375	1,0696	,255	-,9339	3,4089
70%	60%	-4,0000*	1,0696	,001	-6,1714	-1,8286
	80%	1,1500	1,0696	,290	-1,0214	3,3214
	90%	2,7125*	1,0696	,016	,5411	4,8839
	Kontrol	-2,7625*	1,0696	,014	-4,9339	-,5911
80%	60%	-5,1500*	1,0696	,000	-7,3214	-2,9786
	70%	-1,1500	1,0696	,290	-3,3214	1,0214
	90%	1,5625	1,0696	,153	-,9089	3,7339
	Kontrol	-3,9125*	1,0696	,001	-6,0839	-1,7411
90%	60%	-6,7125*	1,0696	,000	-8,8839	-4,5411
	70%	-2,7125*	1,0696	,016	-4,8839	-,5411
	80%	-1,5625	1,0696	,153	-3,7339	,6089
	Kontrol	-5,4750*	1,0696	,000	-7,6464	-3,3036
Kontrol	60%	-1,2375	1,0696	,255	-3,4089	,9339
	70%	2,7625*	1,0696	,014	,5911	4,9339
	80%	3,9125*	1,0696	,001	1,7411	6,0839
	90%	5,4750*	1,0696	,000	3,3036	7,6464

*. The mean difference is significant at the .05 level.

ANOVA

Kekuatan tarik

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	245,036	4	61,259	13,387	,000
Within Groups	160,161	35	4,576		
Total	405,198	39			

Test of Homogeneity of Variances

Kekuatan tarik

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
,191	4	35	,941

Lampiran 4 : Hasil analisis SEM tebal lapisan hibrid (dalam µm)

Kelembaban 60%	Sampel no. 1 : 2,9 2 : 1,1 3 : 2,4 4 : 2,2
Kelembaban 65%	Sampel no. 1 : 11,8 2 : 1,5 3 : 2,6
Kelembaban 70%	Sampel no. 1 : 1,1 2 : 5,6 3 : 2,4 4 : 1,5
Kelembaban 80%	Sampel no. 1 : 1,3 2 : 1,7 3 : 1,2
Kelembaban 90%	Sampel no. 1 : 3,3 2 : 2,6 3 : 3,7 4 : 2,9

Uji distribusi normal SEM hibrid pada 60% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			SEM Hibrid
N			4
Normal Parameters ^{a,b}	Mean		2,1500
	Std. Deviation		,7594
Most Extreme Differences	Absolute		,276
	Positive		,167
	Negative		-,276
Kolmogorov-Smirnov Z			,952
Asymp. Sig. (2-tailed)			,620

a. Test distribution is Normal

b. Calculated from data.

Pada kelembaban 70% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			SEM Hibrid
N			4
Normal Parameters ^{a,b}	Mean		2,8900
	Std. Deviation		2,0404
Most Extreme Differences	Absolute		,298
	Positive		,298
	Negative		-,224
Kolmogorov-Smirnov Z			,968
Asymp. Sig. (2-tailed)			,608

a. Test distribution is Normal

b. Calculated from data.

Pada kelembaban 80% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			SEM Hibrid
N			3
Normal Parameters	a, b	Mean	1,4000
		Std. Deviation	,2548
Most Extreme Differences		Absolute	,314
		Positive	,314
		Negative	-,225
Kolmogorov-Smirnov Z			,544
Asymp. Sig. (2-tailed)			,929

a. Test distribution is Normal

b. Calculated from data.

Pada kelembaban 90% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			SEM Hibrid
N			4
Normal Parameters	a, b	Mean	3,1250
		Std. Deviation	,4787
Most Extreme Differences		Absolute	,181
		Positive	,181
		Negative	-,149
Kolmogorov-Smirnov Z			,352
Asymp. Sig. (2-tailed)			,999

a. Test distribution is Normal

b. Calculated from data.

Pada kelembaban 65% (kontrol) :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			SEM Hibrid
N			3
Normal Parameters	a, b	Mean	5,3000
		Std. Deviation	5,8560
Most Extreme Differences		Absolute	,350
		Positive	,350
		Negative	-,251
Kolmogorov-Smirnov Z			,606
Asymp. Sig. (2-tailed)			,856

a. Test distribution is Normal

b. Calculated from data.

Oneway ANOVA SEM Hibrid :

Descriptives

SEM Hibrid

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
60%	4	2,1500	,7594	,3797	,9416	3,3584	1,10	2,90
70%	4	2,6500	2,0404	1,0202	-,5968	5,8968	1,10	5,60
80%	3	1,4000	,2646	,1528	,7428	2,0572	1,20	1,70
90%	4	3,1250	,4787	,2394	2,3633	3,8867	2,60	3,70
Kontrol	3	5,3000	5,8560	3,2655	-8,7502	19,3502	1,50	11,80
Total	18	2,8778	2,4941	,5879	1,6375	4,1181	1,10	11,80

Test of Homogeneity of Variances

SEM Hibrid

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
9,898	4	13	,001

ANOVA

SEM Hibrid

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	26,724	4	6,681	1,099	,398
Within Groups	79,028	13	6,079		
Total	105,751	17			

Multiple Comparisons

Dependent Variable: SEM Hibrid

Dunnnett T3

(I) Kelompok Perbaikan	(J) Kelompok Perbaikan	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
60%	70%	-.5000	1,7434	1,000	-5,7434	4,7434
	80%	.7500	1,8831	,582	-1,2213	2,7213
	90%	-.9750	1,7434	,416	-2,9103	,9603
	Kontrol	-3,1500	1,8831	,938	^	^
70%	60%	.5000	1,7434	1,000	-4,7434	5,7434
	80%	1,2500	1,8831	,867	-4,7461	7,2461
	90%	-.4750	1,7434	1,000	-6,5660	5,6160
	Kontrol	-2,6500	1,8831	,976	^	^
80%	60%	-.7500	1,8831	,582	-2,7213	1,2213
	70%	-1,2500	1,8831	,867	-7,2461	4,7461
	90%	-1,7250	1,8831	,012	-2,9493	,5007
	Kontrol	-3,9000	2,0131	,864	^	^
90%	60%	.9750	1,7434	,416	-,9603	2,9103
	70%	.4750	1,7434	1,000	-5,6160	6,5660
	80%	1,7250	1,8831	,012	,5007	2,9493
	Kontrol	-2,1750	1,8831	,990	^	^
Kontrol	60%	3,1500	1,8831	,938	^	^
	70%	2,6500	1,8831	,976	^	^
	80%	3,9000	2,0131	,864	^	^
	90%	2,1750	1,8831	,990	^	^

^ The mean difference is significant at the .05 level.

^ Range values cannot be computed

Lampiran 5: Hasil analisis SEM panjang tag resin (dalam μm)

Kelembaban 60%	Sampel no	1	7,2
		2	4,4
		3	2,2
		4	4,1
Kelembaban 65%	Sampel no	1	3,8
		2	4,3
		3	3,1
Kelembaban 70%	Sampel no	1	2,0
		2	2,1
		3	2,5
Kelembaban 80%	Sampel no	1	2,2
		2	2,6
		3	2,5
Kelembaban 90%	Sampel no	1	3,8
		2	3,5
		3	3,6

Uji distribusi normal tag resin pada 60% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Tag
N			4
Normal Parameters ^{a,b}	Mean		4,4750
	Std. Deviation		2,0614
Most Extreme Differences	Absolute		,265
	Positive		,265
	Negative		-,178
Kolmogorov-Smirnov Z			,529
Asymp. Sig. (2-tailed)			,942

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

Pada kelembaban 70% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Tag
N			4
Normal Parameters ^{a,b}	Mean		2,2000
	Std. Deviation		,2646
Most Extreme Differences	Absolute		,314
	Positive		,314
	Negative		-,225
Kolmogorov-Smirnov Z			,544
Asymp. Sig. (2-tailed)			,929

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

Pada kelembaban 80% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Tag
N			3
Normal Parameters ^{a,b}	Mean		2,4333
	Std. Deviation		,7062
Most Extreme Differences	Absolute		,267
	Positive		,217
	Negative		-,282
Kolmogorov-Smirnov Z			,306
Asymp. Sig. (2-tailed)			,860

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

Pada kelembaban 90% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Tag
N			3
Normal Parameters ^{a,b}	Mean		3,8333
	Std. Deviation		,1528
Most Extreme Differences	Absolute		,253
	Positive		,253
	Negative		,196
Kolmogorov-Smirnov Z			,438
Asymp. Sig. (2-tailed)			,891

- a. Test distribution is Normal.
- b. Calculated from data.

Pada kelembaban 65% :

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

			Tag
N			3
Normal Parameters ^{a,b}	Mean		3,9000
	Std. Deviation		,3608
Most Extreme Differences	Absolute		,278
	Positive		,278
	Negative		-,203
Kolmogorov-Smirnov Z			,478
Asymp. Sig. (2-tailed)			,978

- a. Test distribution is Normal.
- b. Calculated from data.

Oneway ANOVA Tag resin :

Descriptives

Tag	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
60%	4	4,4750	,20814	,10307	1,1949	7,7551	2,20	7,20
70%	3	2,2000	,2848	,1528	1,5428	2,8572	2,00	2,50
80%	3	2,4333	,2082	,1202	1,9162	2,9504	2,20	2,60
90%	3	3,8333	,1528	,819E-02	3,2539	4,0128	3,50	3,80
Kontrol	3	3,9000	,3608	,2082	3,0043	4,7957	3,50	4,30
Total	16	3,4000	1,3150	,3288	2,8993	4,1007	2,00	7,20

Test of Homogeneity of Variances

Tag

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
2,140	4	11	,144

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Tag

LSD

(I) Kelompok Perilaku	(J) Kelompok Perilaku	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
60%	70%	2,2750*	,8392	,020	,4279	4,1221
	80%	2,0417*	,8392	,033	,1946	3,8888
	90%	,8417	,8392	,337	-1,0054	2,6888
	Kontrol	,5750	,8392	,507	-1,2721	2,4221
70%	60%	-2,2750*	,8392	,020	-4,1221	-,4279
	80%	-,2333	,8972	,800	-2,2080	1,7413
	90%	-1,4333	,8972	,138	-3,4080	,5413
	Kontrol	-1,7000	,8972	,085	-3,6746	,2746
80%	60%	-2,0417*	,8392	,033	-3,8888	-,1946
	70%	,2333	,8972	,800	-1,7413	2,2080
	90%	-1,2000	,8972	,208	-3,1746	,7746
	Kontrol	-1,4667	,8972	,130	-3,4413	,5080
90%	60%	-,8417	,8392	,337	-2,6888	1,0054
	70%	1,4333	,8972	,138	-,5413	3,4080
	80%	1,2000	,8972	,208	-,7746	3,1746
	Kontrol	-,2667	,8972	,772	-2,2413	1,7080
Kontrol	60%	-,5750	,8392	,507	-2,4221	1,2721
	70%	1,7000	,8972	,085	-,2746	3,6746
	80%	1,4667	,8972	,130	-,5080	3,4413
	90%	,2667	,8972	,772	-1,7080	2,2413

*. The mean difference is significant at the .05 level.

Lampiran 6 :**Kekuatan Perlekatan resin bonding (HEMA) pada Kolagen yang Kolaps****Cara penelitian :**

Dentin ditanam di dalam balok gips berbentuk silinder. Permukaan dentin dihaluskan dengan kertas ampelas no. 400, dilanjutkan no. 1000 serta selalu dibasahi dengan air. Kemudian dilakukan pengetsaan dengan asam fosfat 37% selama 30 detik, dicuci dengan air 20 cc, dikeringkan dengan hembusan udara dan *threeway syringe* selama 25 detik.

Selanjutnya ditetesi cairan aseton 30 μ l, ditunggu 60 detik, dikeringkan dengan hembusan udara selama 25 detik.

Permukaan dentin ditutup *adhesive tape* yang ditengahnya berlubang bulat dengan diameter 3 mm. Selanjutnya sampel dentin tersebut dimasukkan ke dalam desikator dengan kelembaban 60% selama satu jam.

Segera setelah dikeluarkan, aplikasi bahan resin akrilik. Bagian plunger atas dan bawah dikunci kemudian disimpan selama 24 jam.

Keesokan harinya dilakukan uji kekuatan tarik dengan alat Autograph.

Hasil penelitian (dalam MPa) :

1	16.5
2	15.2
3	11.7
4	7.3
5	11.2
6	13.2
7	11.6
8	8.4

Rerata Kekuatan Perlekatan Resin Bonding (HEMA)
Pada Kolagen yang Kolaps adalah
11.88 MPa, SD : 2.91