



**PERBANDINGAN UJI KEBOCORAN TEPI RESIN KOMPOSIT *FLOWABLE*  
DAN BAHAN *LUTING* SEMEN PADA PASAK *POLYETHYLENE*  
*FIBER-REINFORCED* (PFR)**

**SKRIPSI**

**Oleh:**

**Malun Nasrudin**

**NIM 121610101094**

**FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI**

**UNIVERSITAS JEMBER**

**2015**



**PERBANDINGAN UJI KEBOCORAN TEPI RESIN KOMPOSIT *FLOWABLE* DAN  
BAHAN *LUTING SEMEN* PADA PASAK *POLYETHYLENE  
FIBER-REINFORCED (PFR)***

**SKRIPSI**

diajukan guna melengkapi tugas akhir dan memenuhi salah satu syarat untuk menyelesaikan program studi pendidikan dokter gigi (S1) dan mencapai gelar Sarjana Kedokteran Gigi

**Oleh :**

**MALUN NASRUDIN**

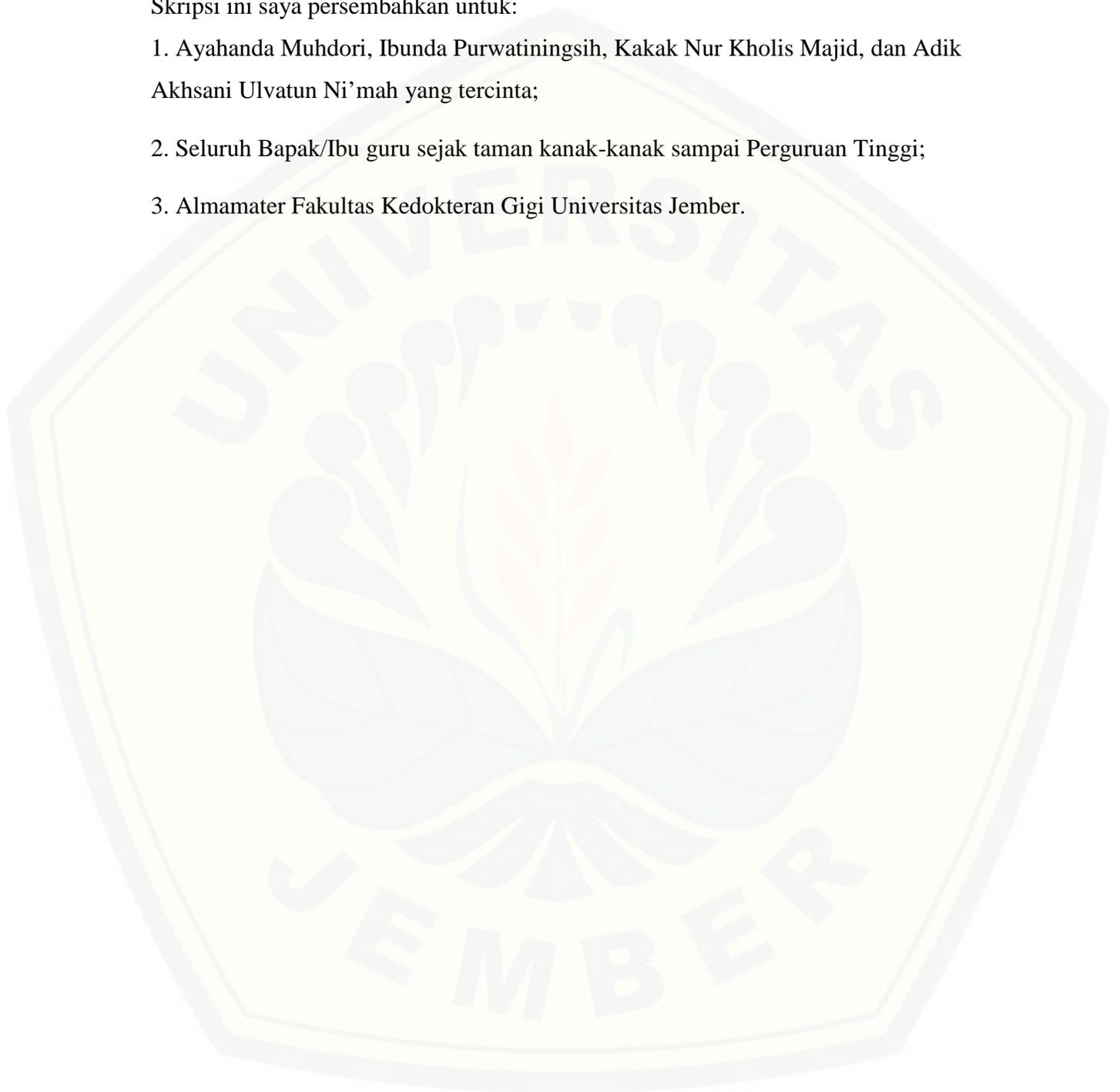
**NIM 121610101094**

**FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI  
UNIVERSITAS JEMBER  
2015**

**PERSEMBAHAN**

Skripsi ini saya persembahkan untuk:

1. Ayahanda Muhdori, Ibunda Purwatiningsih, Kakak Nur Kholis Majid, dan Adik Akhsani Ulvatun Ni'mah yang tercinta;
2. Seluruh Bapak/Ibu guru sejak taman kanak-kanak sampai Perguruan Tinggi;
3. Almamater Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember.



**MOTO**

Orang hebat tidak dihasilkan melalui kemudahan, kesenangan, dan kenyamanan, mereka dibentuk melalui kesukaran, tantangan, dan air mata.\*)

(Dahlan Iskan)

“Jer besuki mawa bea”: Kesuksesan butuh pengorbanan

(Pepak Basa Jawa)\*\*)

---

\*) Pabichara, Khrisna. 2012. *Sepatu Dahlan*. Jakarta: PT Mizan Publika.

\*\*\*) Abikusno. 1996. *Pepak Basa Jawa*. Surabaya: Express.

**PERNYATAAN**

Saya yang bertanda tangan dibawah ini:

nama: Malun Nasrudin

NIM: 121610101094

menyatakan dengan sesungguhnya bahwa karya tulis ilmiah yang berjudul "Perbandingan Uji Kebocoran Tepi Resin Komposit *Flowable* dan Bahan *Luting* Semen pada Pasak *Polyethylene Fiber-Reinforced (PFR)*" adalah benar-benar hasil karya sendiri, kecuali kutipan yang sudah saya sebutkan sumber, dan belum pernah diajukan pada institusi mana pun, dan bukan karya plagiasi. Saya bertanggungjawab atas keabsahan dan kebenaran isinya sesuai dengan sikap ilmiah yang harus dijunjung tinggi.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya, tanpa adanya tekanan dan paksaan dari pihak manapun serta bersedia mendapat sanksi akademik jika ternyata dikemudian hari pernyataan ini tidak benar.

Jember, 23 Desember 2015

Yang Menyatakan,

Malun Nasrudin

NIM 121610101094

**SKRIPSI**

**PERBANDINGAN UJI KEBOCORAN TEPI RESIN KOMPOSIT *FLOWABLE*  
DAN BAHAN *LUTING* SEMEN PADA PASAK *POLYETHYLENE*  
*FIBER-REINFORCED (PFR)***

**Oleh :**

**MALUN NASRUDIN**

**NIM 121610101094**

**Pembimbing:**

Dosen Pembimbing Utama : drg. Dwi Warna Aju Fatmawati, M.Kes

Dosen Pembimbing Anggota : Dr. FX Ady Soesetijo, drg., Sp. Pros

**PENGESAHAN**

Skripsi berjudul “Perbandingan Uji Kebocoran Tepi Resin Komposit *Flowable* dan Bahan *Luting* Semen pada Pasak *Polyethylene Fiber-Reinforced (PFR)*” telah diuji dan disahkan pada:

hari, tanggal : Kamis, 26 November 2015

tempat : Ruang Ujian, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember

Dosen Penguji Utama,

Dosen Penguji Anggota,

drg. Raditya Nugroho, Sp.KG

drg. Ekiyantini Widjowati

NIP. 198206022009121003

NIP. 195809191993032001

Dosen Pembimbing Utama,

Dosen Pembimbing Anggota,

drg. Dwi Warna Aju Fatmawati, M.Kes

Dr. FX Ady Soesetijo, drg., Sp. Pros

NIP. 197012191999032001

NIP. 196005091987021001

Mengesahkan

Dekan,

drg. R. Rahardyan Parnaadji, M.Kes., Sp. Pros.

NIP. 196901121996011001

## RINGKASAN

**Perbandingan Uji Kebocoran Tepi Resin Komposit *Flowable* dan Bahan *Luting* Semen pada Pasak *Polyethylene Fiber-Reinforced* (PFR);** Malun Nasrudin, 121610101094; 2015; 66 halaman; Program Studi Kedokteran Gigi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember.

Pasak konvensional dengan bahan logam dapat menyebabkan diskolorasi (warna keabu-abuan) pada mahkota, akar dan gingiva di servikal gigi, sehingga kurang baik untuk restorasi gigi anterior. Salah satu bahan alternatif sebagai pengganti pasak logam adalah pasak yang terbuat dari resin komposit yang diperkuat serat (*fiber-reinforced composite*). *Fiber-Reinforced Composite* (FRC) dapat diperkuat oleh serat *polyethylene* yang disebut juga *Polyethylene Fiber-Reinforced* (PFR). Pasak dalam aplikasi klinis disemenkan ke dalam saluran akar gigi menggunakan bahan *luting*. Bahan *luting* yang paling sering dipakai adalah semen ionomer kaca, seng fosfat, dan semen resin. Selain bahan semen tersebut, terdapat bahan resin komposit *flowable* yang dapat dipakai sebagai *intermediate layer* antara kavitas - restorasi. Resin Komposit *flowable* dapat menurunkan terjadinya *microleakage* restorasi dan memberi *marginal seal* yang lebih baik pada dentin.

Jenis penelitian ini adalah eksperimental laboratoris dengan rancangan penelitian *the post test only without control group design*. Besar sampel adalah 18 yang terdiri atas tiga kelompok perlakuan, yaitu kelompok 1 pasak PFR dengan bahan *luting* semen ionomer kaca, kelompok 2 pasak PFR dengan bahan *luting* seng fosfat, dan kelompok pasak PFR dengan aplikasi resin komposit *flowable*. Semua kelompok sampel direndam dalam aquades selama 24 jam untuk melihat penyerapan awal sampel terhadap cairan, selanjutnya sampel direndam dalam larutan *methylen blue* 0,25% selama 3 hari pada suhu 37°C. Pengamatan kebocoran tepi sampel menggunakan stereo-mikroskop.

Data hasil penelitian ditabulasi dan dianalisis. Kelompok perlakuan 1 mempunyai rerata nilai kebocoran tepi terbesar, yaitu 60,53 µm dan kelompok 3 mempunyai

rerata nilai kebocoran tepi terkecil, yaitu 29,16  $\mu\text{m}$ . Secara statistik, berdasarkan uji *One Way ANOVA*, data penelitian menunjukkan ada perbedaan yang bermakna ( $p < 0,05$ ). Hasil uji *LSD (Least Significant Difference)* menunjukkan terdapat perbedaan yang bermakna antar semua kelompok perlakuan. Hasil penelitian ini dapat disimpulkan bahwa terdapat perbedaan nilai kebocoran tepi antara bahan resin komposit *flowable* dan bahan *luting* semen pada pasak *Polyethylene Fiber-Reinforced (PFR)*. Nilai kebocoran bahan resin komposit *flowable* memiliki rerata paling kecil dibandingkan bahan *luting* semen ionomer kaca dan semen seng fosfat.

## PRAKATA

Puji syukur ke hadirat Allah SWT atas segala rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir yang berjudul “Perbandingan Uji Kebocoran Tepi Resin Komposit *Flowable* dan Bahan *Luting* Semen pada Pasak *Polyethylene Fiber-Reinforced* (PFR)”. Skripsi ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat menyelesaikan pendidikan strata satu (S1) pada Jurusan Program Studi Kedokteran Gigi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember.

Penyusunan skripsi ini tidak lepas dari bantuan berbagai pihak. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terima kasih atas kepada:

1. drg. R. Rahardyan Parnaadji, M.Kes., Sp. Pros., selaku Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember;
2. Dr. drg., IDA Susilawati, M.Kes., selaku Pembantu Dekan I Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember;
3. drg. Dwi Warna Aju Fatmawati, M.Kes., selaku Dosen Pembimbing Utama, Dr. FX Ady Soesetijo, drg., Sp. Pros., selaku Dosen Pembimbing Pendamping, drg. Raditya Nugroho, Sp. K.G., selaku Dosen Penguji Ketua, drg. Ekiyantini Widyowati, selaku Dosen Penguji Anggota yang telah meluangkan pikiran dan perhatian dalam penulisan skripsi ini;
4. Prof.Dr. IDA Ratna Dewanti, drg., M.Si., selaku Dosen Pembimbing Akademik yang telah membimbing selama penulis menjadi Mahasiswa;
5. Keluarga besar Bapak Muhdori yang telah memberikan segalanya sejak kecil hingga dewasa;
6. Agus Murdojohadi Putradjaka, A.md. dan Sri Wahyuningsih, A.Md.,S.Pd., selaku staf Laboratorium Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember yang telah membantu penulis dalam melaksanakan penelitian;

7. Rio Faisal Ariady dan Windhi Tutut Maulinda, atas bantuannya selama mengurus persyaratan di akademik;
  8. Teman satu kontrakan, Syamsul Bahcri dan M. Andi Purnama yang telah memberikan motivasi, doa, dan kebersamaan;
  9. Teman satu pembimbing, Yusron Haries dan Nidha Tuhu respati karno atas kerjasamanya selama bimbingan;
  10. Kakak tingkat, Mohammad Basofi yang selalu memberi arahan dalam mengerjakan revisi naskah;
  11. Laki Fearless FKG UJ 2012: Agya, Bima, Kiki, Faisal, Ahmad, Arfi, Syamsul, Haris, Puspandaru, Prima, Galuh, Hanif, Joary, Rio, Tama, Yusron, dan Yusuf, atas motivasi, semangat, candaan dan dorongannya kepada penulis;
  12. Teman seperjuangan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember Angkatan 2012 yang telah memberi dorongan dan semangat;
  13. Semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu per satu.
- Penulis juga menerima segala kritik dan saran dari semua pihak demi kesempurnaan skripsi ini. Akhirnya penulis berharap, semoga skripsi ini dapat bermanfaat.

Jember, 23 Desember 2015

Penulis

**DAFTAR ISI**

	Halaman
<b>HALAMAN JUDUL</b> .....	i
<b>HALAMAN PERSEMBAHAN</b> .....	ii
<b>HALAMAN MOTTO</b> .....	iii
<b>HALAMAN PERNYATAAN</b> .....	iv
<b>HALAMAN PEMBIMBINGAN</b> .....	v
<b>HALAM PENGESAHAN</b> .....	vi
<b>RINGKASAN</b> .....	vii
<b>PRAKATA</b> .....	ix
<b>DAFTAR ISI</b> .....	xi
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	xiv
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	xv
<b>DAFTAR LAMPIRAN</b> .....	xvii
<b>BAB 1. PENDAHULUAN</b>	
<b>1.1 Latar Belakang</b> .....	1
<b>1.2 Rumusan Masalah</b> .....	4
<b>1.3 Tujuan</b> .....	4
<b>1.4 Manfaat</b> .....	4
<b>BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA</b>	
<b>2.1 Mahkota Pasak</b> .....	5
2.1.1 Definisi Mahkota Pasak .....	5
2.1.2 Indikasi dan Kontraindikasi Mahkota Pasak.....	5
2.1.3 Desain Pasak .....	6
<b>2.2 Bahan Pasak</b> .....	7
2.2.1 Pasak Tuang Logam .....	8
2.2.2 Pasak Logam Pabrikan .....	9
2.2.3 Pasak Keramik.....	9

2.2.4 Pasak FRC .....	10
<b>2.3 Polyethylene Fiber</b> .....	12
<b>2.4 Semen Luting Pasak</b> .....	13
2.4.1 Definisi dan Fungsi Semen <i>Luting</i> .....	13
2.4.2 Syarat-syarat Semen <i>Luting</i> .....	14
2.4.3 Mekanisme Adhesi Pasak - Semen <i>Luting</i> .....	14
2.4.4 Macam Semen <i>Luting</i> .....	15
<b>2.5 Kebocoran Tepi</b> .....	22
2.5.1 Definisi Kebocoran Tepi .....	22
2.5.2 Etiologi Kebocoran Tepi .....	22
2.5.3 Dampak Kebocoran Tepi .....	23
<b>2.6 Hipotesis</b> .....	24
<b>2.7 Peta Konsep</b> .....	25
<b>BAB 3. METODE PENELITIAN</b>	
<b>3.1 Rancangan Penelitian</b> .....	26
<b>3.2 Tempat dan Waktu Penelitian</b> .....	26
<b>3.3 Variabel Penelitian</b> .....	26
3.3.1 Variabel Bebas.....	26
3.3.2 Variabel Terikat.....	26
3.3.3 Variabel Terkendali .....	26
<b>3.4 Definisi Operasional</b> .....	27
3.4.1 Pasak <i>Polyethylene Fiber-Reinforced (PFR) Fabricated</i> .....	27
3.4.2 <i>Polyethylene Fiber</i> .....	27
3.4.3 Resin Komposit <i>Flowable</i> .....	27
3.4.4 Kebocoran Tepi .....	28
3.4.5 Semen <i>Luting</i> .....	28
<b>3.5 Sampel Penelitian</b> .....	29
3.5.1 Sampel Penelitian .....	29
3.5.2 Jumlah Sampel.....	31

<b>3.6 Alat dan Bahan Penelitian .....</b>	<b>31</b>
3.6.1 Alat-alat Penelitian .....	31
3.6.2 Bahan .....	32
<b>3.7 Prosedur Penelitian .....</b>	<b>33</b>
3.7.1 Mempersiapkan Sampel .....	33
3.7.2 Membuat Pasak PFR .....	35
3.7.3 Insersi Pasak .....	36
3.7.4 Merendam Sampel dalam Aquades dan <i>Methylen Blue</i> .....	38
3.7.5 Mengukur Kebocoran Tepi Bahan <i>Luting</i> .....	40
<b>3.8 Analisis Data .....</b>	<b>42</b>
<b>3.9 Kerangka Penelitian .....</b>	<b>43</b>
<b>BAB 4. HASIL DAN PEMBAHASAN</b>	
<b>4.1 Hasil Penelitian .....</b>	<b>44</b>
<b>4.2 Analisis Data .....</b>	<b>46</b>
<b>4.3 Pembahasan .....</b>	<b>48</b>
<b>BAB 5. KESIMPULAN DAN SARAN</b>	
<b>5.1 Kesimpulan .....</b>	<b>53</b>
<b>5.2 Saran .....</b>	<b>53</b>
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>54</b>
<b>LAMPIRAN .....</b>	<b>57</b>

**DAFTAR TABEL**

	Halaman
2.1 Komposisi dari dental <i>casting alloy</i> .....	8
2.2 Sifat mekanis beberapa bahan pasak kedokteran gigi.....	11
2.3 Sifat mekanis <i>polyethylene fiber</i> .....	12
2.4 Perbandingan sifat berbagai semen <i>luting</i> .....	18
4.1 Hasil penelitian nilai penetrasi <i>methylen blue</i> 0,25% pada 3 kelompok perlakuan .....	44
4.2 Hasil uji normalitas .....	46
4.3 Hasil uji homogenitas .....	47
4.4 Hasil uji <i>One Way ANOVA</i> .....	47
4.5 Hasil uji LSD .....	47
4.6 Hasil uji regresi linier.....	48

**DAFTAR GAMBAR**

	Halaman
2.1 Desain pasak.....	7
2.2 Macam-macam pasak berdasarkan bahan penyusunnya.....	7
2.3 Composipost.....	11
2.4 Skematik anyaman serat <i>polyethylene fiber</i> .....	13
2.5 Antarmuka sistem pasak inti .....	14
2.6 Proses pengerasan semen ionomer kaca .....	17
2.7 Proses kelasi dan mekanisme adhesi semen ionomer kaca.....	17
2.8 Reaksi <i>setting</i> semen seng fosfat.....	18
2.9 Tahap inisiasi pada resin komposit <i>light-cured</i> .....	20
3.1 Skema pengambilan sampel penelitian .....	30
3.2 Penomoran elemen gigi, penanaman, foto <i>rontgen</i> .....	33
3.3 Mengukur gigi, mendekaputasi elemen gigi .....	34
3.4 Menanam elemen gigi, hasil dekaputasi .....	34
3.5 Master pasak NiTi, cetakan silikon.....	35
3.6 Menggantung <i>polyethylene fiber</i> .....	35
3.7 Inseri <i>polyethylene fiber</i> dan aplikasi resin komposit .....	36
3.8 Proses <i>curing</i> , hasil pembuatan pasak PFR.....	36
3.9 Inseri pasak PFR pada elemen gigi .....	36
3.10 Menimbang, perendaman sampel dalam aquades.....	38
3.11 Mengaplikasikan varnis pada elemen gigi .....	39
3.12 Merendam dalam <i>methylen blue</i> 0,25%, inkubasi sampel .....	39
3.13 Stereo-mikroskop .....	40
3.14 <i>Software optilap image viewer v2.1</i> .....	41
3.15 <i>Software optilab image raster v2.1calibrated</i> .....	41
3.16 Foto hasil pengukuran kebocoran tepi .....	42
4.1 Diagram batang rerata kedalaman penetrasi <i>methylen blue</i> .....	45

4.2	Foto sampel setelah perendaman dalam <i>methylen blue</i> .....	45
4.3	Ikatan kimia resin komposit .....	51
4.4	Adhesi mekanis resin komposit .....	51



**DAFTAR LAMPIRAN**

	Halaman
A. Surat penelitian laboratorium zoologi FMIPA UNEJ.....	57
B. Penghitungan besar sampel penelitian .....	58
C. Analisis data.....	58
D. Alat dan bahan penelitian.....	61
E. Foto hasil penghitungan kebocoran tepi sampel .....	64

## BAB 1. PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Gigi adalah organ yang vital. Oleh karena itu, harus dirawat dengan penuh pertimbangan. Gigi dapat mengalami kerusakan oleh banyak faktor diantaranya trauma, mekanis, kimia, dan proses karies. Kerusakan gigi tersebut akan menyebabkan terjadinya respon inflamasi. Seringkali proses inflamasi ini berlangsung kronis dan pada akhirnya mengakibatkan kematian pulpa (gigi non vital). Gigi yang telah non vital tidak harus diekstraksi jika memang dapat dipertahankan fungsinya dalam rongga mulut, salah satunya melalui perawatan saluran akar (Walton dan Torabinejad, 2008: 77). Pendapat lain menyatakan bahwa pasak sebaiknya ditempatkan ke dalam saluran akar setelah perawatan endodontik untuk mendukung dan memperkuat gigi (Cheung, 2005:611).

Restorasi pasak (*dowel/post*) adalah suatu bangunan untuk menambah retensi dan dukungan mahkota gigi berbentuk sekrup yang diinsersikan ke dalam saluran akar memakai bahan *luting*. Pasak dapat dibuat menggunakan beberapa teknik diantaranya, dicetakkan langsung ke dalam saluran akar (*customized*), dibuat menggunakan cetakan (*fabricated*), dan pasak yang dibuat di pabrik (*prefabricated*) (Maria, 2007 :26; Farahanny, 2008: 1). Sistem pasak saluran akar dapat dibedakan menjadi empat kelompok berdasarkan bahan yaitu pasak tuang aloi logam, pasak logam pabrikan, pasak keramik, dan pasak *Fibre-Reinforced Composite* (FRC) (Maria, 2007:17).

Pasak dengan bahan logam saat ini banyak beredar di pasaran dan sering dipakai, hal ini disebabkan pasak logam memiliki sifat fisik yang baik, mudah didapat, murah, serta biokompatibel, walaupun jenis pasak ini juga memiliki beberapa kekurangan. Penelitian sebelumnya yang dilakukan Peutzfeldt, dkk. (2008) menunjukkan bahwa

dari 256 kasus kegagalan pasak, 44% merupakan pasak aloi emas tuang, 36% pasak titanium-*stainless steel*. Pasak logam dapat menyebabkan diskolorasi (warna keabuan) pada mahkota, akar dan gingiva di servikal gigi, sehingga kurang baik untuk restorasi gigi anterior. Selain itu, tingkat kegagalan berupa fraktur akar pada restorasi pasak logam cukup besar disebabkan pasak kurang elastis dalam menahan beban kunyah (Peutzfeldt dalam Fatmawati, 2015:1).

*Fibre-Reinforced Composite* (FRC) diperkenalkan sebagai bahan pasak seiring berkembangnya ilmu bahan dan teknologi di kedokteran gigi (McComb, 2008:11). Pasak FRC digunakan di kedokteran gigi karena mempunyai banyak keuntungan diantaranya modulus elastisitas mendekati dentin (16 GPa), sehingga tekanan yang diberikan pada akar gigi menjadi lebih kecil. Selain itu, pasak FRC tidak menyebabkan diskolorasi pada gigi serta mempunyai nilai estetik tinggi (Schmitter, dalam Maria, 2007:22). FRC adalah bahan campuran dari serat penguat (*fiber-reinforced*) yang dilekatkan dalam resin komposit. Pasak komposit dengan serat penguat ada beberapa jenis yaitu *Carbon Fiber-Reinforced* (CFR), *Glass Fiber-Reinforced* (GFR), dan *Polyethylene Fiber-Reinforced* (PFR). *Polyethylene fiber* terbuat dari *ultra high molecular weight polyethylene* yang memberikan kekuatan dan kekakuan (*stiffness*), selain itu bentuk *fiber* yang khusus berperan sebagai penerima daya kunyah sehingga meningkatkan resistensi fraktur pada gigi (Maria, 2007:22; Ingle, dkk. 2008:1456).

Kehilangan retensi pasak saluran akar adalah bentuk kegagalan yang paling banyak ditemukan walaupun terdapat beberapa mekanisme adhesi pada antarmuka gigi - semen *luting* - pasak (Goodacre, dalam Maria, 2007:30). Selain panjang, diameter, dan desain pasak, retensi pasak dipengaruhi oleh beberapa faktor yang berhubungan dengan perlekatan pasak, semen *luting*, dan interaksi diantara pasak inti (Maria, 2007:30). Kehilangan retensi pasak dapat disebabkan salah satunya oleh kebocoran tepi. Kebocoran tepi ditandai dengan terbentuknya celah mikro (*microleakage*). *Microleakage* dapat ditimbulkan oleh banyak faktor seperti kontaminasi *smear layer* permukaan gigi, terjebaknya udara pada antarmuka kavitas -

restorasi, penyusutan (*shrinkage*) bahan adhesif, serta kegagalan perlekatan bahan baik adhesif maupun kohesif (Sturdevant dkk., 2002: 254; Maria, 2007:33; Anusavice, 2003:25).

Semen seng fosfat, semen ionomer kaca, dan semen resin adalah beberapa jenis semen *luting* yang paling banyak dipakai sebagai bahan *luting* untuk restorasi rigid (Maria, 2007:31). Semen ionomer kaca dapat melepaskan *fluoride* ke lingkungan mulut (*fluoride release*), membuat semen ini menjadi pilihan utama pada pasien dengan tingkat karies tinggi, tetapi semen ini sangat mudah larut (Ladha dan Verma, 2010:82). Semen seng fosfat merupakan semen tertua dan memiliki riwayat pemakaian terpanjang dibanding semen lain dan masih digunakan sampai sekarang karena kemudahan dalam manipulasinya, walaupun semen seng fosfat tidak bersifat adhesif pada substansi gigi (McCabe dan Walls, 2008:285). Semen resin merupakan bahan adhesif terbaru yang dikembangkan saat ini. Semen resin umumnya memiliki komposisi mirip dengan resin komposit *flowable*, hanya pada semen resin mengandung inisiator reaksi baik *light-cured* maupun *self-cured* (Powers dan Sakaguchi, 2012:344).

Resin komposit *flowable* memiliki kelebihan yaitu viskositasnya rendah, adaptasi yang baik pada dinding kavitas, insersi lebih mudah, dan elastisitasnya lebih baik dibanding komposit konvensional dengan kandungan *filler* tinggi (Estafan, dkk. dalam Attar dkk., 2003:517). Resin komposit *flowable* yang diperkuat *polyethylene fiber* dapat diindikasikan pada beberapa perawatan diantaranya sebagai mahkota (*crown*), *bridge* anterior dan posterior, serta *lingual splint*. Penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Scotti dkk. (2014), menyebutkan bahwa resin komposit *flowable* juga dapat menurunkan terjadinya *microleakage* saat digunakan sebagai *liner* serta memberikan *marginal seal* yang lebih baik pada dentin (Lokhande dkk., 2014:113).

Berdasarkan permasalahan pada latar belakang, penulis ingin mengetahui perbandingan kebocoran tepi resin komposit *flowable* dan bahan *luting* semen pada pasak *Polyethylene Fiber-Reinforced (PFR) fabricated*.

## 1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan uraian pada latar belakang, dapat dirumuskan permasalahan:

1. Bagaimana tingkat kebocoran tepi resin komposit *flowable* dibandingkan bahan *luting* semen pada pasak PFR?
2. Jika ada, berapa besar perbedaan kebocoran tepi pada bahan-bahan tersebut?
3. Bahan mana yang lebih efektif menurunkan kebocoran tepi pada perlekatan pasak PFR?

## 1.3 Tujuan

1. Untuk mengetahui perbandingan tingkat kebocoran tepi resin komposit *flowable* dan bahan *luting* semen pada pasak PFR.
2. Untuk mengetahui perbedaan nilai kebocoran tepi resin komposit *flowable* dan bahan *luting* resin.
3. Untuk membandingkan bahan yang lebih efektif menurunkan kebocoran tepi pada perlekatan pasak PFR.

## 1.4 Manfaat Penelitian

1. Memberikan informasi tentang perbedaan kebocoran tepi resin komposit *flowable* dan bahan *luting* semen pada pasak PFR.
2. Memberikan informasi tentang bahan yang dapat menurunkan terjadinya *microleakage*.
3. Sebagai pertimbangan klinis pemilihan bahan *luting* yang lebih efektif pada pasak PFR.
4. Sebagai acuan pengembangan pada penelitian selanjutnya.

## BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1 Mahkota Pasak

#### 2.1.1 Definisi Mahkota Pasak

Pasak (*dowel/post*) adalah suatu bangunan untuk menambah retensi mahkota yang berbentuk sekrup, disemenkan kedalam saluran akar gigi (Cheung, 2005:611). Pasak dapat berupa pasak jadi (*prefabricated*) atau dibuat menggunakan pencetakan (*fabricated*) di laboratorium dental. Pada tahun 1700-an, seorang dokter gigi berkebangsaan Prancis, Pierre Fauchard, juga disebut sebagai “bapak kedokteran gigi moderen”, memasukkan batangan kayu yang menyerupai paku kedalam saluran akar dengan tujuan untuk memperoleh retensi mahkota. Paku kayu tersebut mengembang karena kelembaban dan membuat akar fraktur. Setelah dikenalkan mahkota Richmond pada tahun 1878, sebuah modifikasi yang terdiri dari sebuah pasak dan mahkota banyak digunakan. Pasak aloi tuang sampai saat ini masih dipakai, tetapi prosedurnya memerlukan banyak waktu setidaknya dua kali kunjungan dan mahal, dikarenakan pekerjaan laboratorium dan tumpatan sementara, ini kemudian menjadi sebab pasak pabrikan memperoleh popularitas diantara para dokter gigi (Hew, dkk. dalam Maria, 2007:17).

#### 2.1.2 Indikasi dan Kontraindikasi Mahkota Pasak

Pendapat terdahulu menyebutkan bahwa pasak dapat memperkuat akar, pendapat terbaru menyatakan bahwa pasak mungkin dapat membantu memperkuat struktur koronal gigi yang tersisa, tetapi preparasi pasak dapat secara signifikan melemahkan akar. Perencanaan restorasi gigi menggunakan mahkota pasak harus dipertimbangkan dengan seksama mengenai indikasi serta kontraindikasinya

(McComb, 2008:8). Indikasi mahkota pasak diantaranya yaitu pada kasus kehilangan struktur gigi yang luas baik gigi anterior maupun posterior dan membutuhkan retensi tambahan dari saluran akar untuk restorasinya {tinggi *ferrule* optimal dapat tercapai (1,5 – 2mm)}, pasak biasanya diperlukan untuk memperkuat gigi dengan bicuspid (seperti premolar) dikarenakan diameternya yang kecil sedangkan tekanan kunyahnya (*shear stress*) besar, serta pada gigi molar dengan kamar pulpa yang tidak adekuat. Kontraindikasi perawatan mahkota pasak yaitu, gigi dengan kamar pulpa yang masih adekuat atau sekiranya masih dapat dipertahankan, pada kasus ini sebaiknya dipilih rencana perawatan lain selain mahkota pasak. Pasak tidak diindikasikan pada gigi dengan sisa mahkota klinis yang cukup untuk direstorasi menggunakan bahan plastis, serta pada kasus *ferrule* optimal tidak dapat tercapai (*ferrule* adalah struktur dentin sehat yang melingkar diantara inti dan *crown margin*) (McComb, 2008:6-10).

### 2.1.3 Desain Pasak

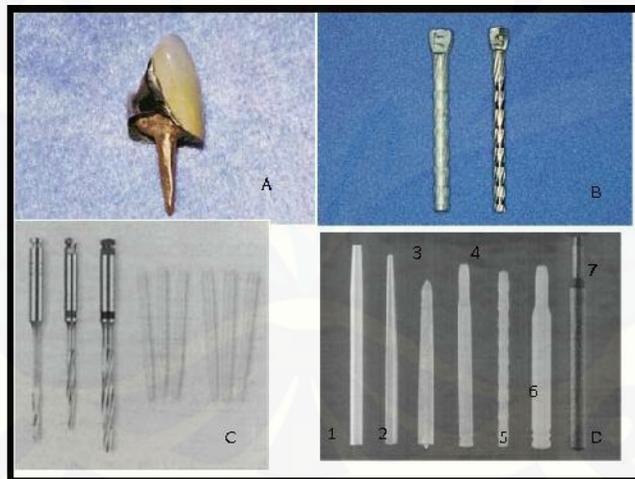
Jenis pasak dapat dibedakan menurut desain, retensi, dan bahan penyusunnya. Pasak dapat dibedakan menjadi dua berdasarkan perlekatannya pada saluran akar yaitu pasak aktif (pasak yang retensinya diperoleh dari alur pada permukaan pasak) dan pasak pasif (pasak yang retensinya diperoleh dari lapisan semen *luting* diantara permukaan pasak dan dentin radikuler) {Bolla, dkk., 2008:5}. Desain pasak mempengaruhi retensi dan keberhasilan restorasi (gambar 2.1). Pasak sisi - paralel lebih retentif daripada pasak lancip, juga pasak ini mendistribusikan gaya lebih seragam pada sepanjang pasak selama berfungsi, semakin besar keruncingannya, semakin lemah retensinya (Asmussen, dkk. dalam Maria, 2007:15). Pasak lancip memfokuskan tekanan pada daerah koronal sedangkan pasak sisi - paralel memfokuskan tekanan terbesar pada daerah apikal disekitar akhiran pasak (gambar 2.1). Selain desain, pasak juga dibedakan menurut teknik pembuatan. Teknik pembuatan pasak ada beberapa jenis diantaranya dicetakkan langsung ke dalam saluran akar (*customized*), dibuat menggunakan cetakan (*fabricated*), dan pasak yang dibuat di pabrik (*prefabricated*) (Maria, 2007 :26; Farahanny, 2008: 1).



Gambar 2.1 Pasak dengan desain berbeda. a. Pasak lancip dengan permukaan halus, b. Pasak paralel dengan ulir, gerigi dan *retentive head*, c. Pasak paralel dengan gerigi, d. Pasak paralel dengan daerah stabilisasi (tanda panah) dan permukaan halus, serta e. Pasak paralel dengan gerigi dan *retentive head*. (Maria, 2007:15).

## 2.2 Bahan Pasak

Menurut konfigurasi saluran akar, jumlah struktur dentin yang tersisa, dan kebutuhan retensi, sistem pasak tertentu cocok untuk situasi yang tertentu pula. Sistem pasak saluran akar dapat dibedakan menjadi empat kelompok menurut bahan yaitu: pasak aloi tuang, pasak aloi pabrikan, pasak keramik, pasak *Fiber-Reinforced Composite* (FRC) (Maria, 2007:17-21), seperti pada gambar 2.2.



Gambar 2.2 . a. Pasak dan inti dari logam tuang, b. Pasak logam dari bahan titanium dan aloi, c. Pasak zirkonium, d. Pasak *fiber* (1 & 2 pasak zirkonium), (3 & 4 pasak *glass fiber*), (5 & 6 pasak *quartz fiber*), (7 pasak *carbon fiber*) (USU repository, 2011).

### 2.2.1 Pasak Aloji Tuang

Bahan pasak aloji tuang terdiri dari *high noble metal alloy* dan *noble metal alloy* (tabel 2.1). Pasak aloji tuang dapat digunakan dalam berbagai situasi klinis. Pasak tuang dan inti diindikasikan ketika ada struktur mahkota yang minimal tersedia untuk *bonding*. Morfologi akar yang tidak menguntungkan seperti pada kasus saluran berbentuk oval, diindikasikan untuk memakai pasak tuang. Pemakaian pasak pabrikan pada kondisi ini menyebabkan kontak minimal dengan dinding akar, mengakibatkan pelonggaran pasak karena lapisan semen yang tebal, selain itu jika pasak pabrikan digunakan dan preparasi yang luas dibuat untuk meningkatkan adaptasi pasak, ini akan menyebabkan resiko fraktur akar karena struktur gigi yang melemah (Maria, 2007:17).

Pasak aloji tuang juga memiliki beberapa kekurangan. Pasak tuang memiliki kemampuan retentif yang rendah, preparasi saluran akar yang lebih banyak dibutuhkan untuk pasak aloji tuang. Pasak tuang membutuhkan dua kali kunjungan selama perawatan, menyebabkan mahalnya biaya perawatan (McComb, 2008:10), selain itu dalam kasus tertentu, kebutuhan untuk restorasi estetik telah memicu pengembangan dari bahan pasak alternatif yang baru.

Tabel 2.1 Komposisi dari dental *casting alloy*

Alloy Type	Ag	Au	Cu	Pd	Pt	Zn	Other
<i>HIGH-NOBLE</i>							
Au-Ag-Pt	11.5/19.3	78.1/71.4	—	—	9.9/9.2	—	Ir (trace)
Au-Cu-Ag-Pd-I	10.0/13.6	76.0/56.5	10.5/24.2	2.4/3.4	0.1/0.1	1.0/2.0	Ru (trace)
Au-Cu-Ag-Pd-II	25.0/30.0	56.0/36.6	11.8/23.9	5.0/6.1	0.4/0.3	1.7/3.4	Ir (trace)
<i>NOBLE</i>							
Au-Cu-Ag-Pd-III	47.0/53.3	40.0/24.8	7.5/14.4	4.0/4.7	—	1.5/2.8	Ir (trace)
Au-Ag-Pd-In	38.7/36.1	20.0/10.3	—	21.0/33.3	—	3.8/5.8	In 16.5
Pd-Cu-Ga	—	2.0/1.0	10.0/15.8	77.0/73.1	—	—	Ga 7.0/10.1
Ag-Pd	70.0/69.0	—	—	25.0/25.0	—	2.0/3.3	In 3/2.3

Note: Percentages may not add to exactly 100.0 because of rounding error in calculation of the atomic percentages (at%).

Ag, Silver; Au, gold; Cu, copper; Ga, gallium; In, indium; Ir, iridium; Pd, palladium; Pt, platinum; Ru, ruthenium; Zn, zinc.

Sumber :Powers dan Sakaguchi, 2012:212.

### 2.2.2 Pasak Aloji Pabrikan

Lebih dari 100 macam pasak pabrikan tersedia. Menurut survei dokter gigi di Amerika Serikat, 40% dari dokter gigi umum memakai pasak pabrikan, dan pasak pabrikan yang paling populer adalah pasak bergerigi bersisi sejajar (gambar 2.1b). Kebanyakan pasak pabrikan terbuat dari logam, tetapi ada beberapa pasak non logam baru yang tersedia. Umumnya, pasak aloji pabrikan dibuat dari *stainless steel* atau aloji titanium. *Stainless steel* biasa dipakai pada pasak pabrikan mengandung kromium (18%) dan nikel (8%) {Anusavice, 2003:379}. Karena masalah potensi alergi yang ditimbulkan pasak *stainless steel*, korosi dan meningkatnya resiko fraktur akar, pasak titanium kemudian diperkenalkan di pasaran (Maria, 2007:19).

Pasak aloji pabrikan memiliki beberapa keunggulan dibandingkan dengan pasak aloji tuang, pasak aloji pabrikan memiliki kemampuan retentif yang lebih baik, lebih hemat waktu karena hanya membutuhkan satu kali kunjungan dan juga lebih ekonomis (tidak ada biaya laboratorium). Ketika dentin mahkota tersisa cukup banyak, pasak pabrikan dengan inti komposit dapat direkomendasikan (Torbjomer, 2000:173). Pasak pabrikan juga memiliki kerugian karena biasanya memerlukan preparasi dentin yang lebih banyak dari pasak tuang, disebabkan bentuk alami saluran akar meruncing. Selain itu, desain membulat dari pasak pabrikan memberikan resistensi yang lebih kecil terhadap tekanan putar (Maria, 2007:19).

### 2.2.3 Pasak Keramik

Mahkota *all ceramic* telah populer dikalangan dokter gigi seiring kemajuan teknologi bahan keramik. Kebutuhan akan pasak yang lebih estetik yang meningkat khususnya restorasi *all ceramic*, mulai dikembangkan pula bahan pasak yang baru. Salah satu kekurangan pasak logam adalah dapat terlihat melalui mahkota *all ceramic* yang translusen. Selain itu, tepi gingiva dari gigi yang direstorasi dengan pasak logam dan mahkota *all ceramic* dapat menjadi gelap. Hal ini kemudian memicu pengembangan pasak putih atau translusen yang terbuat dari zirkonium dan bahan keramik lain. Keramik zirkonium ( $ZrO_2$ ) telah diperkenalkan sebagai pasak dan inti

karena memiliki kekuatan dan ketahanan fraktur yang lebih besar daripada keramik lain (Maria, 2007:20)

Pasak zirkonium memiliki keunggulan dalam sifat estetik dan biokompatibilitas (Purton, dkk. dalam Maria, 2007:20), tetapi pasak ini juga memiliki beberapa kekurangan. Pasak zirkonium bersifat kaku, dan sangat getas (McComb, 2008:12). Rigiditas dari pasak keramik zirkonium menimbulkan beban lebih besar pada *entrance* saluran akar, yang struktur gigi tersisa setelah preparasi pada daerah ini sangat minimal, sehingga lebih mudah menyebabkan fraktur. Pasak zirkonium juga belum tersedia dalam diameter kecil, membuatnya sulit untuk dilakukan preparasi minimal pada gigi. Selain itu, jika perawatan ulang diperlukan, pengeluaran pasak zirkonium dan pasak keramik dari saluran akar sulit dilakukan (Fatmawati, 2011:1).

#### 2.2.4 Pasak FRC

Tahun 1990-an, pasak saluran akar *Fiber-Reinforced Composite* (FRC) diperkenalkan di pasaran. Salah satu pasak pabrikan pertama adalah C-post/Composipost (gambar 2.3), yaitu pasak pabrikan yang terbuat dari serat (*fiber*) karbon diperkuat *epoxy* resin, dikembangkan di Prancis. Segera setelah itu diperkenalkan juga *fiber* kaca dan *quartz* sebagai pasak saluran akar. Penggunaan pasak FRC salah satunya dikarenakan modulus elastisitasnya mirip dengan dentin (16 GPa) (tabel 2.2). Pasak FRC yang direkatkan dengan semen *luting* resin, memungkinkan distribusi tekanan oklusal secara merata dalam akar, menghasilkan fraktur akar lebih minimal (Schmitter, dkk., Ferrari, dkk. dalam Maria, 2007:22).

FRC merupakan bahan campuran dengan *fiber* penguat yang dilekatkan dalam matriks polimer. Penguatan oleh *fiber* mempunyai karakteristik secara diametrik strukturnya memanjang. *Fiber* memberikan kekuatan dan kekakuan, ketika matriks polimer dikombinasikan bersamaan dengan *fiber*, maka secara mekanis beban yang diterima pasak akan didistribusikan ke *fiber* sehingga terjadi reduksi tekanan. FRC memiliki efek penguat dengan syarat *fiber* harus mempunyai modulus fleksural (tarikan) lebih tinggi dari matriks polimer (Maria, 2007:22).

Tabel 2.2 Sifat mekanis beberapa bahan pasak dalam kedokteran gigi

Material	Flexural Strength (MPa) (Transverse strength)	Elastic modulus (GPa) (E-modulus)	Reference
Dentin	30-105*	15	O'Brien 2002
Enamel	10*	50-84	O'Brien 2002
Titanium	550-930*	117	O'Brien 2002
Stainless steel	841-924*	177-202	O'Brien 2002
Gold alloy	469-759*	77-108	O'Brien 2002
Zirconia post**	900-1200	200-210	manufacturer's information
Carbon fibre post***	1154	82	Torbjörner et al 1996
Glass fibre post****	990	29	manufacturer's information
Glass fibre post*****	1145	16	Study I

\* ultimate tensile strength

\*\* values of yttrium-oxide stabilized zirconia (Cosmopost, Ivoclar)

\*\*\* Compositpost, RTD (Torbjörner et al 1996)

\*\*\*\* epoxy matrix (ParaPost FiberWhite, Coltène/Whaledent Inc)

\*\*\*\*\* interpenetrating polymer network (IPN) matrix (study I)

Sumber : Maria,2007:21



Gambar 2.3 Compositpost (Ingle, dkk., 2008:1453)

Rigiditas dari pasak logam konvensional dan pasak keramik menjadi fokus utama pemicu resiko fraktur akar. Pasak yang kaku meneruskan daya oklusal ke dentin di sekitar pasak. Tekanan pada daerah apikal pasak dapat menyebabkan fraktur mikroskopik, jika berlangsung lama akan menyebabkan fraktur makroskopik pada akar. Ada dua cara mengurangi tekanan yang menyebabkan fraktur pada akar. Cara konvensional adalah memperpanjang preparasi pasak. Prinsip ini disebut *moment compensation principle*, pada praktiknya sangat sulit dan tidak selalu dapat dilakukan. Cara yang lain disebut *modulus compensation principle*, yaitu menggunakan bahan pasak yang secara biomekanis lebih cocok, seperti bahan pasak yang cukup kuat tapi juga fleksibel, dengan begitu dapat berlaku seperti struktur gigi saluran akar dibawah tekanan oklusal. Kelompok dari bahan-bahan yang memiliki kekakuan setara dengan dentin, dan juga daya tahan yang tinggi adalah kelompok *Fiber-Reinforced Composites* (FRC) {tabel 2.2} (Schmitter, dkk. dalam Maria, 2007:21).

Keuntungan mekanis pasak FRC adalah kekuatan tariknya, ketahanan (*fatigue strength*), modulus elastisitas dan kekuatan rekat (*fiber* ke komposit dan semen *luting* resin). Selain itu, FRC bebas dari logam, biokompatibel dan estetikanya lebih baik. Untuk memperoleh efek penguat yang optimal dengan penguatan *fiber*, banyak faktor penting harus diperhatikan, seperti faktor orientasi *fiber*, jumlah *fiber*, peresapan *fiber* dengan matriks polimer, adhesi ke matriks polimer serta jenis dan sifat *fiber*. Perlu dipertimbangkan juga bahwa studi *in vitro* menunjukkan pasak jenis ini tidak sekuat pasak konvensional dan sebaiknya tidak dipakai ketika struktur gigi tersisa kurang dari ideal atau pada kondisi tekanan oklusal yang besar. Pasak FRC sebaiknya tidak dipilih jika terdapat struktur gigi supragingiva lebih kecil dari 2-3 mm (McComb, 2008:12).

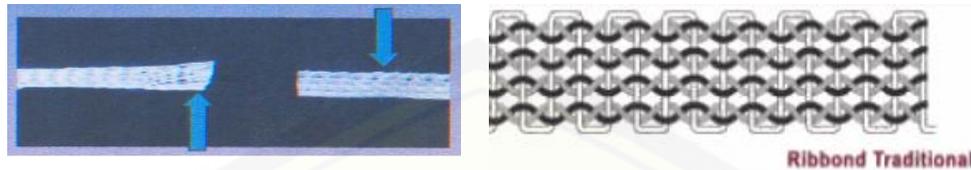
### 2.3 Polyethylene Fiber

Suatu bahan dengan kekuatan dan modulus tinggi disebut Spectra diperkenalkan pada tahun 1980. Bahan ini merupakan *fiber* pengikat sekaligus memiliki sifat memperkuat, terdiri dari *fiber polyethylene* dengan kekuatan ultra tinggi (*fiber polyethylene with Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (UHMWPE)). *Polyethylene fiber* Spectra tersedia dalam tiga jenis (Spectra 900, 1000 dan 2000), ketiganya memiliki spesifikasi yang berbeda (tabel 2.3). *Fiber* ini memiliki kekuatan yang jauh lebih tinggi dibanding *fiber* kaca berkualitas tinggi (*fiber glass*), sehingga membutuhkan gunting khusus untuk memotongnya. *polyethylene fiber* adalah suatu bahan berupa anyaman yang sangat tahan lama, memiliki anyaman terpola yang secara efektif menyalurkan tekanan tanpa menyalurkan kembali tekanan ke resin {gambar 2.4} (Farahanny, 2008:3).

Tabel 2.3 Sifat mekanis *polyethylene fiber*

Fibers	Tensile Strength (MPa)	Modulus of Elasticity (GPa)	Density (gr/cm <sup>3</sup> )
Spectra 900	2600	70	0.93-1.45
Spectra 1000	3200	105	0.93-1.45
Spectra 2000	3400	115	0.93-1.45

Sumber : Saleh, dkk. 2012:141.



Gambar 2.4 a. *Polyethylene fiber* dengan *locked-stitched threads* b. Skematik pita dengan pola *ribbon traditional braid* (Farahanny, 2008:3).

*Polyethylene fiber* tersedia dalam berbagai ukuran lebar, 1 mm, 2 mm, dan 3 mm, sesuai lebar saluran akar. Apabila estetis menjadi fokus utama, pemilihan material restorasi menjadi pertimbangan yang sangat penting. *Polyethylene fiber* bersifat translusen dan tidak berwarna sehingga apabila disatukan dengan resin komposit, *fiber* menjadi tidak tampak. Pita PFR tidak hanya memberi keunggulan estetis, sifat translusennya menyebabkan *light-cured* mudah melewati komposit (Farahanny, 2008:4).

## 2.4 Semen *Luting Pasak*

### 2.4.1 Definisi dan Fungsi Semen *Luting*

Semen *luting* adalah suatu bahan yang bisa menutup sebuah celah dan merekatkan dua komponen menjadi satu (Anusavice, 2003:470). Semen *luting* digunakan pada berbagai perawatan dalam kedokteran gigi, termasuk diantaranya restorasi (logam, resin, logam - resin, logam - keramik, dan keramik), restorasi sementara, vinir laminasi pada gigi anterior, pasak dan inti yang digunakan sebagai retensi dari restorasi.

Bahan sementasi tersedia dalam beberapa jenis, termasuk diantaranya adalah seng fosfat, silikofosfat, polikarboksilat, ionomer kaca, oksida seng-eugenol, dan semen yang berbasis resin. Semen *luting* yang paling banyak digunakan untuk sementasi pasak saat ini adalah semen ionomer kaca, seng fosfat, dan semen berbasis resin (Maria, 2007:31). Bahan-bahan semen tersebut memiliki keuntungan dan kekurangan masing-masing. Keberhasilan pemakaian semen memerlukan

pengetahuan operator tentang sifat fisik dan mekanis semen, serta cara manipulasinya. Selain panjang, diameter, dan desain pasak, retensi pasak juga dipengaruhi oleh beberapa faktor yang berhubungan dengan perlekatan pasak, semen *luting* dan interaksi diantara pasak inti, semen pasak dan antar muka dentin - semen.

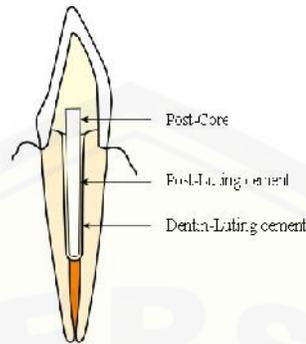
#### 2.4.2 Syarat-syarat Semen *Luting*

Beberapa syarat dan karakteristik bahan semen *luting* kedokteran gigi adalah sebagai berikut:

- a. Biokompatibel, tidak menimbulkan kerusakan jaringan;
- b. Sifat *interfacial sealing* dan memiliki aktivitas antikariogenik (terutama semen ionomer kaca karena dapat melepaskan *fluoride*);
- c. Adhesi terhadap struktur gigi dan pasak;
- d. Sifat mekanis baik terutama semen *luting* permanen, harus memiliki kekuatan yang besar, ketahanan fraktur dan resistensi pemakaian yang baik;
- e. Mudah dimanipulasi dan radiopak;
- f. Tidak larut dalam saliva;
- g. Estetiknya baik {translusen} (Powers dan Sakaguchi, 2012:336-337).

#### 2.4.3 Mekanisme Adhesi Pasak - Semen *Luting*

Mekanisme adhesi yang penting menurut sementasi pasak diantaranya adhesi mekanis (*interlocking*), adhesi kimia, dan interdifusi. Adhesi mekanis berdasarkan pada *interlocking* bahan adhesif ke dalam permukaan *irreguler* substrat. Adhesi kimia berdasarkan pada gaya kovalen atau ionik, yang menyebabkan ikatan adhesi yang kuat. Ikatan interdifusi berdasarkan pada difusi molekul polimer pada salah satu permukaan menjadi jaringan molekuler pada permukaan yang lain (Pest, dkk. dalam Maria, 2007:32). Adhesi pada antarmuka sistem pasak seperti pada gambar 2.5.



Gambar 2.5 Antarmuka sistem pasak inti (Maria,2007:13).

#### 2.4.4 Macam Semen *Luting*

##### a. Semen Ionomer Kaca

Ionomer kaca adalah nama generik dari sekelompok bahan yang menggunakan bubuk kaca silikat dan larutan asam poliakrilat. Bahan ini mendapatkan nama dari formulanya yaitu suatu bubuk kaca dan asam ionomer yang mengandung gugus karboksil, juga disebut sebagai semen polialkenoat. Semen ini awalnya dirancang untuk tambalan estetik gigi anterior dan dianjurkan untuk penambalan gigi dengan preparasi kavitas kelas III dan V, juga karena semen ini menghasilkan ikatan adhesi yang kuat dengan struktur gigi, akan sangat berguna untuk restorasi konservatif pada daerah yang tererosi (Anusavice, 2003:449).

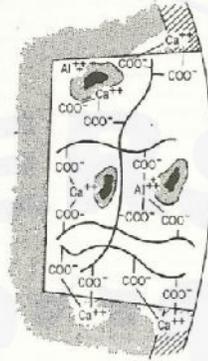
Penggunaan semen ionomer kaca telah meluas antara lain sebagai bahan perekat, pelapik, bahan restoratif untuk restorasi konservatif kelas I dan II, pembuatan *core*, serta sebagai *fissure sealant*. Ada banyak tipe semen ionomer kaca, tetapi secara umum dibagi menjadi tiga tipe utama berdasarkan formula dan potensi penggunaannya. Tipe I untuk bahan *luting*, tipe II untuk bahan restorasi, dan tipe III untuk basis atau pelapik. Komposisi kimia dari ketiga tipe semen ionomer kaca tersebut pada dasarnya adalah sama, tetapi ada variasi dalam rasio bubuk : cairan dan ukuran partikel bubuk untuk menyesuaikan fungsi yang diinginkan (Anusavice, 2003:449).

Bubuk semen ionomer kaca adalah kaca natrium kalsium aluminofluorosilikat yang larut dalam asam. Cairan untuk semen ionomer kaca adalah larutan asam poliakrilat dengan konsentrasi 50%, pH 2,33. Cairan ini cukup kental dan cenderung menjadi gel. Pada semen ionomer kaca terbaru, cairan asamnya berada dalam bentuk kopolimer dengan asam itakonik, maleik atau trikarboksilik. Asam-asam ini cenderung meningkatkan reaktivitas cairan, mengurangi kekentalan, dan mengurangi kecenderungan untuk menjadi gel (Anusavice, 2003:449).

Semen ionomer kaca dipakai karena memiliki banyak kelebihan diantaranya, ikatan yang baik dengan struktur gigi (ikatan kimia), melepaskan *fluoride* ke lingkungan mulut (*fluoride release*) membuat semen ini menjadi pilihan utama pada pasien dengan tingkat karies tinggi, koefisien ekspansi termal mirip dengan gigi, sifat translusennya dapat digunakan pada mahkota porselen, ketebalan *film* rendah dan viskositasnya konstan beberapa saat setelah pengadukan sehingga diperoleh *setting* restorasi yang baik. Semen ionomer kaca juga memiliki kekurangan diantaranya *setting* awal lambat, modulus elastisitasnya lebih rendah dari seng fosfat sehingga lebih berpotensi menyebabkan deformasi plastis pada daerah dengan tekanan kunyah besar, pH *setting* awal rendah (dihubungkan dengan terjadinya sensitifitas saat sementasi pasak), serta sangat mudah larut dalam saliva. Kelarutan semen ionomer kaca adalah sekitar 1,25 - 1,5% (Burgess dan Taneet, 2008:3; Ladha dan Verma, 2010:84).

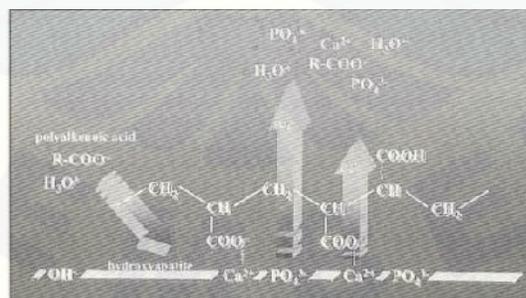
Semen ionomer kaca merupakan bahan dengan medium pendispersinya adalah air (*water-based*) yang mengeras dengan reaksi asam - basa (*acid - base*) menghasilkan garam kompleks antara molekul polialkenoat dengan kaca natrium kalsium aluminofluorosilikat. Proses *setting* terjadi ketika bubuk semen ionomer kaca dicampur dengan asam poliakrilat,  $H^+$  dari asam memecah ikatan partikel kaca disebut proses hidrasi, melepaskan ion logam ( $Al^{3+}$ ,  $Ca^{2+}$ ,  $Na^+$ , dan  $F^-$ ) dan asam silikat. Asam silikat memadat pada lapisan luar partikel membentuk lapisan gel silika. Sama halnya dengan konsentrasi ion yang meningkat dalam larutan, pH larutan juga akan naik dan ion logam ( $Ca^{2+}$  dan  $Al^{3+}$ ) mulai memadat menjadi garam kompleks

bereaksi dengan gugus  $\text{COO}^-$  dari asam poliakrilat membentuk rantai ikatan silang. Reaksi ini akan berlanjut sampai semua ion berikatan dengan poliakrilat (gambar 2.6) (Powers dan Sakaguchi, 2012:340).



Gambar 2.6 Proses pengerasan semen ionomer kaca dan mekanisme adhesi ke struktur gigi (Anusavice, 2003:451).

Mekanisme pengikatan ionomer kaca dengan struktur gigi melibatkan proses kelasi gugus karboksil dari poliasam dengan kalsium pada kristal apatit email dan dentin {gambar 2.6 dan gambar 2.7} (Anusavice, 2003:452). Proses kelasi adalah proses pembentukan senyawa koordinasi melalui pengikatan atom logam dan ligan. Ligan mayoritas merupakan senyawa organik dan anion anorganik. Pada proses adhesi semen ionomer kaca, kalsium ( $\text{Ca}^{2+}$ ) dalam email dan dentin berperan sebagai donor atom logam dan gugus karboksil ( $\text{COO}^-$ ) bertindak sebagai ligan membentuk rantai ikatan silang (Anusavice, 2003:451).

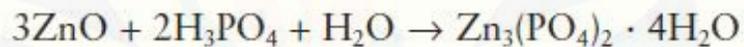


Gambar 2.7 Proses kelasi gugus karboksil dari poliasam dengan kalsium di kristal apatit email dan dentin (Summitt dkk., 2001:227).

### b. Semen Seng Fosfat

Seng fosfat adalah bahan semen tertua dan mempunyai riwayat terpanjang. Semen ini menjadi tolok ukur bagi sistem-sistem yang lebih baru. Seng fosfat terdiri dari bubuk dan cairan dalam dua botol yang terpisah. Bahan utama bubuknya adalah oksida seng (90%) dan oksida magnesium (10%), sedangkan cairannya mengandung asam fosfat 45 - 64% (Anusavice, 2003:477; Ladha dan Verma, 2010:80). Semen *luting* seng fosfat merupakan semen yang sifat ikatannya murni mekanis karena hanya mengandalkan kekasaran permukaan (*undercut*) pada struktur gigi..

Pencampuran bubuk seng oksida (ZnO) dan cairan asam fosfat menyebabkan asam berkontak dengan permukaan partikel dan melepaskan ion-ion seng ke dalam cairan (gambar 2.8). Alumunium, yang sudah membentuk ikatan dengan asam fosfat, bereaksi dengan seng dan menghasilkan gel seng aluminofosfat pada permukaan partikel sisanya. Semen yang mengeras adalah sebuah struktur inti yang terutama terdiri dari partikel seng oksida tidak bereaksi, dibungkus dengan matriks padat tidak berbentuk dari seng aluminofosfat (Anusavice, 2003:477).



Gambar 2.8 Reaksi *setting* semen seng fosfat (McCabe dan Walls, 2008:273).

Seng fosfat dipakai sampai saat ini pada banyak aplikasi klinis karena memiliki kelebihan diantaranya ketebalan film optimal (<25  $\mu\text{m}$ ), *working time*-nya panjang sekitar 3 - 6 menit (diperpanjang memakai teknik *frozen slab* = 4 - 11 menit), dapat dipakai pada regio dengan tekanan kunyah besar atau *long span prosthesis*. Sedangkan kekurangan yang dimiliki seng fosfat yaitu *tensile strength* rendah, tidak ada ikatan kimia dengan struktur gigi, serta larut dalam saliva {tabel 2.4} (Ladha dan Verma, 2010:80).

Tabel 2.4 Perbandingan sifat berbagai semen *luting*

Cements	Film thickness ( $\mu\text{m}$ )	Solubility (wt%) in water at 24 h	Setting time (min)	Working time (min) at room temp.	Strength (MPa)		Elastic modulus (GPa)	pH	
					Compressive	Tensile		2 min	24 h
Zinc phosphate	25	0.2% max.	5–14	3–6 4–11 (frozen slab)	80–110	5–7	13	2.14	6
Copper phosphate	20	0.2–6.0			80–85			Highly acidic	
Silicophosphate	88	1% after 7 days	5–7	3–4	140–170	7–9		1.43	5.5
Zinc-oxide eugenol	25–35		2–10	Long, moisture needed for setting	2–14	0.3–2	0.22	Mild	7
Polymer-reinforced	25	0.08–0.2	7–9		35–55	5–8	2–3	Mild	
EBA-alumina reinforced	25–40	0.2	7–9		55–70	3–6	3–6	Mild	
Zinc polycarboxylate	25–30	0.06	6–9	2.5–3.5	55–90	8–12	4–5	3.42	5.94
Glass-ionomer	25	0.4–1.5 Less in organic acid (0.5 mm/h)	6–9	2–3.5	93–226	6–7	8–11	2.33	5.68
Resin-modified glass ionomer	25	0.07–0.4	5.5–6	2–4	85–126	13–24	2.5–7.8		
Composite resin	>25	0.13	4–5		180–265	34–37	4.4–6.5		
Adhesive resin	>25				52–224	37–41	1.2–10.7		

Sumber: Ladha dan Verma, 2010:84.

### c. Semen Resin

Semen resin adalah bahan komposit viskositas rendah dengan distribusi bahan pengisi (*filler*) dan kandungan inisiator disesuaikan untuk menyediakan ketebalan *film* rendah, serta *working time* dan *setting time* tepat. Semen resin memiliki jangkauan aplikasi yang luas, seperti inlay, *fixed bridge*, pasak jadi, dan alat ortodonti. Spesifikasi ISO 4049 2009 mengklasifikasikan semen resin menurut cara *curing* yaitu kelas 1 (*self-cured*), kelas 2 (*light-cured*) dan kelas 3 (*dual-cured*). Kebanyakan produk komersil dari semen resin adalah *dual-cured*, kombinasi mekanisme aktivasi sinar tampak dan kimia (Powers dan Sakaguchi, 2012:342).

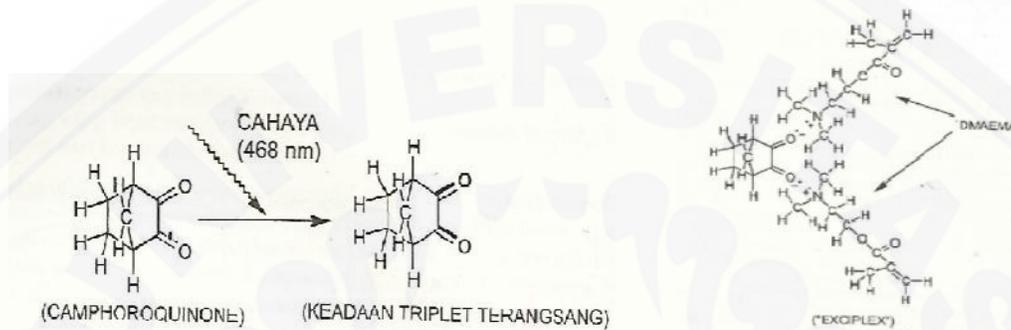
Komposisi semen resin umumnya mirip dengan komposisi komposit restorasi. Matriks organik mengandung monomer *dimethacrylate* dan oligomer. Molekul dengan berat molekul tinggi seperti Bis-GMA (*bisphenol-A glycidyl dimethacrylate*,  $M_w = 512 \text{ g/mol}$ ), UDMA (*urethane dimethacrylate*,  $M_w = 480 \text{ g/mol}$ ), dan Bis-EMA (*ethoxylated Bis-GMA*,  $M_w = 540 \text{ g/mol}$ ) dikombinasikan dengan molekul lebih kecil yang umumnya merupakan turunan dari *ethylene glycol dimethacrylate* yaitu

DEGDMA ( $M_w=242$  g/mol) dan TEGDMA ( $M_w= 286$  g/mol) untuk mencapai derajat konversi yang tinggi dengan penyusutan volume relatif rendah. Fraksi pengisinya (*filler*) bervariasi antara 30% dan 66% menurut volume dan mengandung *silanated radiopaque glasses* seperti barium, strontium, atau zirkonia serta partikel silika. Rata-rata ukura *filler* bervariasi antara 0,5  $\mu\text{m}$  sampai 8,0  $\mu\text{m}$ . Semen *microfilled* juga tersedia dengan rerata ukuran 40  $\mu\text{m}$  (Powers dan Sakaguchi, 2012:343).

Kelebihan dari semen resin adalah *compressive* dan *tensile strength* yang unggul (20 - 50 MPa), kelarutan rendah, mikromekanikal *bonding* dengan permukaan enamel, dentin, aloi dan keramik, serta tersedia dalam berbagai warna dan translusensi. Kekurangan semen resin yaitu ketebalan *film* besar, kebocoran tepi karena *shrinkage* polimerisasi, reaksi pulpa ketika diaplikasikan pada dentin vital, tidak ada pelepasan *fluoride*, modulus elastisitas rendah, sehingga tidak bisa mendukung *long span prosthesis* (Ladha dan Verma, 2010:85).

Reaksi polimerisasi komposit *self-cured* diinisiasi secara kimia pada suhu ruangan dengan inisiator peroksida dan akselerator amina. Polimerisasi komposit *light-cured* dipicu oleh sinar tampak biru (*blue light*). Produk komposit *dual-cured* menggunakan kombinasi aktivasi kimia dan cahaya untuk memicu reaksi polimerisasi (Powers dan Sakaguchi, 2012:170-172). Reaksi polimerisasi resin komposit *light-cured* dimulai pada tahap inisiasi dengan penyerapan energi dari sinar tampak *blue light* (*wave lengh* = 400-500 nm) ke diketon (*champroquinone*). Penyerapan energi ini memicu perpindahan elektron (promosi elektron/transisi elektronik) dari orbital ikatannya ke orbital anti ikatan (antibonding orbital) berupa elektron bebas (Hadis, 2011:31-34). Perpindahan elektron tersebut memicu terjadinya *exited state* pada gugus karbonil *champroquinone* disebut *excited triplet* (gambar 2.9). *Excited triplet* menarik molekul fotosensitizer *dimethylaminoethyl methacrylate* (DMAEA) membentuk '*exciplex*' yang mengubah baik *champroquinone* dan DMAEA menjadi radikal bebas (gambar 2.9) (Anusavice, 2003:234). Radikal bebas selanjutnya memicu tahap propagasi dengan membuka ikatan rangkap pada kedua ujung

monomer dan menyebabkan terbentuknya ikatan silang antara rantai polimer. Tahap akhir dari proses polimerisasi resin adalah tahap terminasi sebagai akibat baik interaksi radikal-radikal maupun terjebaknya radikal pada struktur padat ikatan silang yang mencegah interaksi lebih lanjut terhadap pemecahan ikatan rangkap monomer (Anusavice, 2003:234; Hadis, 2011:31-34).



Gambar 2.9 Tahap inisiasi pada resin komposit *light-cured* (Anusavice, 2003:234).

#### d. Resin Komposit *Flowable*

Resin komposit *flowable* mengandung resin *dimethacrylate* dan *filler* inorganik dengan ukuran partikel 0,4 sampai 0,3  $\mu\text{m}$  dan berat pengisi 42% sampai 53% volumenya. Resin komposit *flowable* memiliki modulus elastisitas rendah, membuat resin ini berguna untuk daerah abfraksi servikal. Resin komposit *flowable* memperlihatkan *shrinkage* polimerisasi lebih besar dan resistensi pemakaian yang lebih rendah daripada komposit konvensional karena kandungan *filler*-nya lebih rendah. Viskositas dari komposit ini membuatnya dapat diaplikasikan menggunakan *syringe* dengan ujung jarum (*needle tip*) sehingga pemakaiannya lebih mudah (Powers dan Sakaguchi, 2012:181).

Resin komposit *flowable* banyak digunakan untuk praktik kedokteran gigi secara luas. Beberapa studi *in vitro* menunjukkan bahwa penggunaan komposit *flowable* menurunkan *microleakage* restorasi (terjadinya celah/*voids*/ruang kosong pada antarmuka kavitas - restorasi). Penelitian lain menunjukkan tidak ada keuntungan nyata dibanding komposit *hybrid* universal. Resin komposit *flowable* memiliki kelebihan yaitu viskositasnya lebih rendah, adaptasi yang lebih baik pada

dinding kavitas, insersi lebih mudah, dan elastisitasnya lebih baik dibanding komposit konvensional dengan kandungan *filler* tinggi. Bahan komposit *flowable* digunakan untuk aplikasi yang luas meskipun informasi ilmiah terbatas, mulai dari pelapik, pit dan *fissure sealant*, sampai perbaikan margin atau celah (*voids*), dan bahkan restorasi klas I dan klas V (Estafan, dkk. dalam Attar dkk., 2003:517). Penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Scotti dkk. (2014), menyebutkan bahwa resin komposit *flowable* juga dapat menurunkan terjadinya *microleakage* saat digunakan sebagai *liner* serta memberikan *marginal seal* yang lebih baik pada dentin (Lokhande dkk., 2014:113).

Perbedaan dari resin komposit *flowable* dengan semen resin adalah semen resin pada umumnya tersedia dalam bentuk dua pasta (*two paste*) atau bubuk : cairan, sedangkan resin komposit *flowable* dapat tersedia dalam satu *syringe* pasta resin. Gabungan pasta pada semen resin mengandung monomer multifungsional dengan asam fosforik, resin *dimethacrylate*, monomer *methacrylate* dan inisiator reaksi baik *light-cured* maupun *self-cured* serta partikel *filler* (Powers dan Sakaguchi, 2012:344).

## 2.5 Kebocoran Tepi

### 2.5.1 Definisi Kebocoran Tepi

Kebocoran tepi (*microleakage*) adalah celah mikroskopis yang terbentuk antara permukaan dinding preparasi dan margin restorasi. Celah ini kemudian menjadi jalan masuk bakteri dan toksinnya. Secara klinis, kebocoran tepi menjadi hal yang lebih penting ketika menimbulkan inflamasi pulpa oleh bakteri dibandingkan inflamasi yang disebabkan toksisitas bahan restorasi (Sturdevant dkk., 2002: 254).

### 2.5.2 Etiologi Kebocoran Tepi Pasak

Anusavice (2003:25) menyatakan bahwa prinsip adhesi bila diterapkan pada struktur gigi dan jaringan sekitarnya merupakan suatu hal yang rumit. Komposisi gigi tidaklah homogen. Baik komponen organik maupun anorganik terdapat dalam jumlah yang tidak sama dalam dentin, tidak seperti kandungan komponen dalam email yang

relatif lebih homogen karena terdiri dari 99% komponen anorganik. Suatu bahan yang melekat pada komponen organik dapat tidak melekat pada komponen anorganik, sehingga suatu bahan pelekat yang melekat pada email belum tentu melekat pada dentin dengan luas yang sama.

Salah satu penyebab terjadinya kebocoran tepi adalah setelah dokter gigi menyelesaikan preparasi kavitas, debris mikroskopis menutupi permukaan dentin dan email. Kontaminasi permukaan ini disebut lapisan *smear*. Lapisan ini dapat mengurangi pembasahan (*wetting*) dan menghalangi perlekatan semen (Anusavice, 2003:25). Pengetahuan operator untuk mempertahankan kelembaban daerah kerja sangatlah penting. Proses preparasi yang salah dapat menyebabkan kematian/nekrosis sel-sel odontoblas. Sel-sel odontoblas terdiri dari cairan. Apabila sel-sel ini mengalami kematian, permukaan preparasi akan menjadi sangat kering, membuat semen tidak dapat melekat dan pada akhirnya dapat menimbulkan kebocoran tepi. Selain itu, bahan resin yang melekat pada permukaan kavitas umumnya mempunyai sifat hidrofil. Sifat ini membuat bahan resin sulit melekat pada permukaan yang kering. Kegagalan perlekatan bisa terjadi antara dua antarmuka (*adhesif*), kegagalan bahan (*kohesif*) maupun kombinasi keduanya. Maria (2007: 33) menyatakan bahwa banyak sebab-sebab potensial dapat mempengaruhi perlekatan antara antarmuka yang berbeda dalam sistem pasak seperti, faktor dentin, faktor pada sementasi (kontrol kelembaban, *shrinkage* polimerisasi, derajat dan kedalaman *curing*), dan faktor yang berhubungan dengan bahan pasak. Selain itu, teknik sementasi dan ketebalan lapisan semen juga berpengaruh pada kualitas perlekatan.

### 2.5.3 Dampak Kebocoran Tepi Pasak

Dampak terbesar akibat terjadinya kebocoran tepi adalah berkurangnya retensi dan resistensi pasak. Berkurangnya retensi pasak berakibat pada hilangnya retensi mahkota dan inti (*core*). Kehilangan retensi adalah bentuk kegagalan yang paling sering terjadi pada pasak saluran akar (Goodacre, dalam Maria, 2007:30), disebabkan

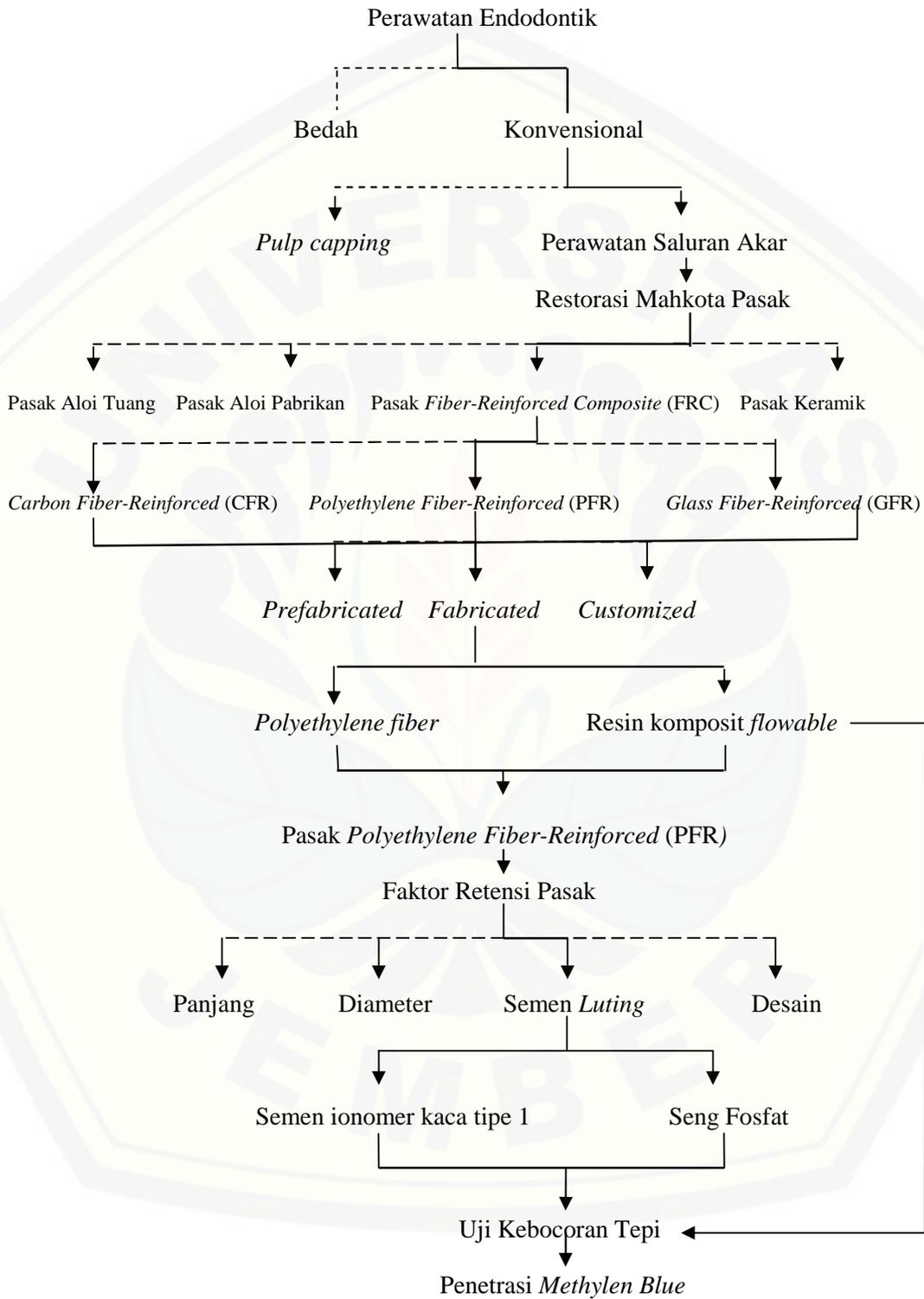
salah satunya oleh kegagalan perlekatan semen *luting*. Kegagalan perlekatan pada antarmuka dentin - pasak diawali dengan terjadinya kebocoran mikro (*microleakage*).

Dampak lain dari terjadinya kebocoran tepi adalah infeksi yang disebabkan oleh penetrasi mikroorganisme disekitar tepi restorasi, hal ini merupakan ancaman yang lebih besar terhadap pulpa dibandingkan dengan sifat toksik dari bahan restorasi (Anusavice, 2003:82-83).

## 2.6 Hipotesis Penelitian

Berdasarkan tinjauan pustaka, hipotesis dalam penelitian ini adalah ada perbedaan kebocoran tepi resin komposit *flowable* dan bahan *luting* semen pada pasak *Polyethylen Fiber-Reinforced (PFR) fabricated*.

2.7 Peta Konsep



## BAB 3. METODE PENELITIAN

### 3.1 Rancangan Penelitian

Jenis penelitian ini adalah eksperimental laboratoris dengan rancangan penelitian *the post test only without control group design*, yaitu uji bahan secara *in vitro* menggunakan bahan pasak *Polyethylene Fiber-Reinforced (PFR) fabricated*, disemenkan pada elemen gigi insisif yang telah dilakukan perawatan saluran akar. Pengambilan sampel dalam penelitian menggunakan metode *simple random sampling*.

### 3.2 Tempat dan Waktu Penelitian

Penelitian dilakukan di Bagian Konservasi Gigi FKG Universitas Jember, Laboratorium Biomedik FKG Universitas Jember, Laboratorium Histologi FKG Universitas Jember, Laboratorium Zoologi Jurusan Biologi Fakultas MIPA Universitas Jember. Penelitian ini dilakukan pada bulan Agustus 2014 – Februari 2015.

### 3.3 Variabel Penelitian

#### 3.3.1 Variabel Bebas

Resin komposit *flowable*, semen ionomer kaca tipe 1, semen seng fosfat.

#### 3.3.2 Variabel Terikat

Kebocoran tepi yang terbentuk antara resin komposit *flowable* dan semen *luting* dengan dinding saluran akar.

#### 3.3.3 Variabel Terkendali

Prosedur pemeriksaan dan pengukuran penetrasi *methylen blue* pada pasak dengan berbagai bahan *luting*.

### 3.4 Definisi Operasional

#### 3.4.1 Pasak *Polyethylene Fiber-Reinforced (PFR) Fabricated*

Pasak *Polyethylene Fiber-Reinforced (PFR) fabricated* adalah pasak gigi yang terbuat dari bahan campuran dengan serat penguat (*polyethylene*) berbentuk pita (Construct Kerr Corporation, Amerika) yang ditambahkan dalam resin komposit *flowable*. Istilah *fabricated* berarti pasak dalam penelitian ini dicetak sendiri. Pasak PFR ini dicetak menggunakan cetakan yang terbuat dari silikon berbentuk balok yang di dalamnya terdapat lubang cetakan pasak. Bentuk pasak pada penelitian ini adalah lancip/meruncing dengan diameter terbesar pada daerah koronal  $\pm 2$  mm sesuai dengan diameter *file* nomor 100, panjang pasak 14 mm dan dicetak sebanyak 18 buah.

#### 3.4.2 *Polyethylene Fiber*

*Polyethylene fiber* adalah serat pita pengikat sekaligus memiliki sifat memperkuat, yang terbuat *polyethylene* dengan kekuatan ultra tinggi (*fiber polyethylene* dengan *Ultra High Molecular Weight Polyethylene {UHMWPE}*). Serat pita yang dipakai dalam penelitian ini merk Construct dari *Kerr Corporation* (Amerika), dengan lebar 1 mm dan dipotong dengan gunting khusus sesuai panjang pasak yaitu 14 mm, pita ini berwarna putih dengan pola *braided* (anyaman).

#### 3.4.3 Resin Komposit *Flowable*

Resin komposit *flowable* adalah resin komposit dengan kandungan bahan pengisi yang rendah sekitar 41 - 53% volume dan 56 - 70% berat. Resin komposit *flowable* yang dipakai dalam penelitian ini merk Construct dari *Kerr Corporation* (Amerika), aktivasi *light-cured*, tersedia dalam suatu *syringe* resin, terdapat tiga warna yaitu *light*, *dark*, dan *neutral*. Penelitian ini memakai warna *dark*. Resin komposit ini digunakan selama pembuatan pasak PFR sebagai bahan penyusun pasak yang ditanamkan pita *polyethylene fiber*, selain itu dalam penelitian ini resin komposit *flowable* juga dipakai sebagai pengganti bahan *luting* untuk mengisi celah

antara pasak PFR dan dinding saluran akar pada kelompok perlakuan ketiga (balok III).

#### 3.4.4 Kebocoran Tepi

Kebocoran tepi adalah suatu celah antara dinding kavitas dengan semen *luting* atau restorasi. Kebocoran tepi yang diamati dalam penelitian ini antara antarmuka resin dan semen *luting* dengan dinding saluran akar, diamati dibawah stereo-mikroskop. Penampakan kebocoran tepi berupa penetrasi *methylen blue* pada antarmuka resin dan semen *luting* dengan dinding saluran akar dalam penampang horisontal, diamati dari arah koronal, pengukurannya memakai *software optilab image raster v2.1 calibrated* karena memiliki ketelitian sampai skala mikrometer ( $\mu\text{m}$ ). Semakin besar nilai skala mikrometer ( $\mu\text{m}$ ) semakin besar tingkat kebocoran tepi.

#### 3.4.5 Semen *Luting*

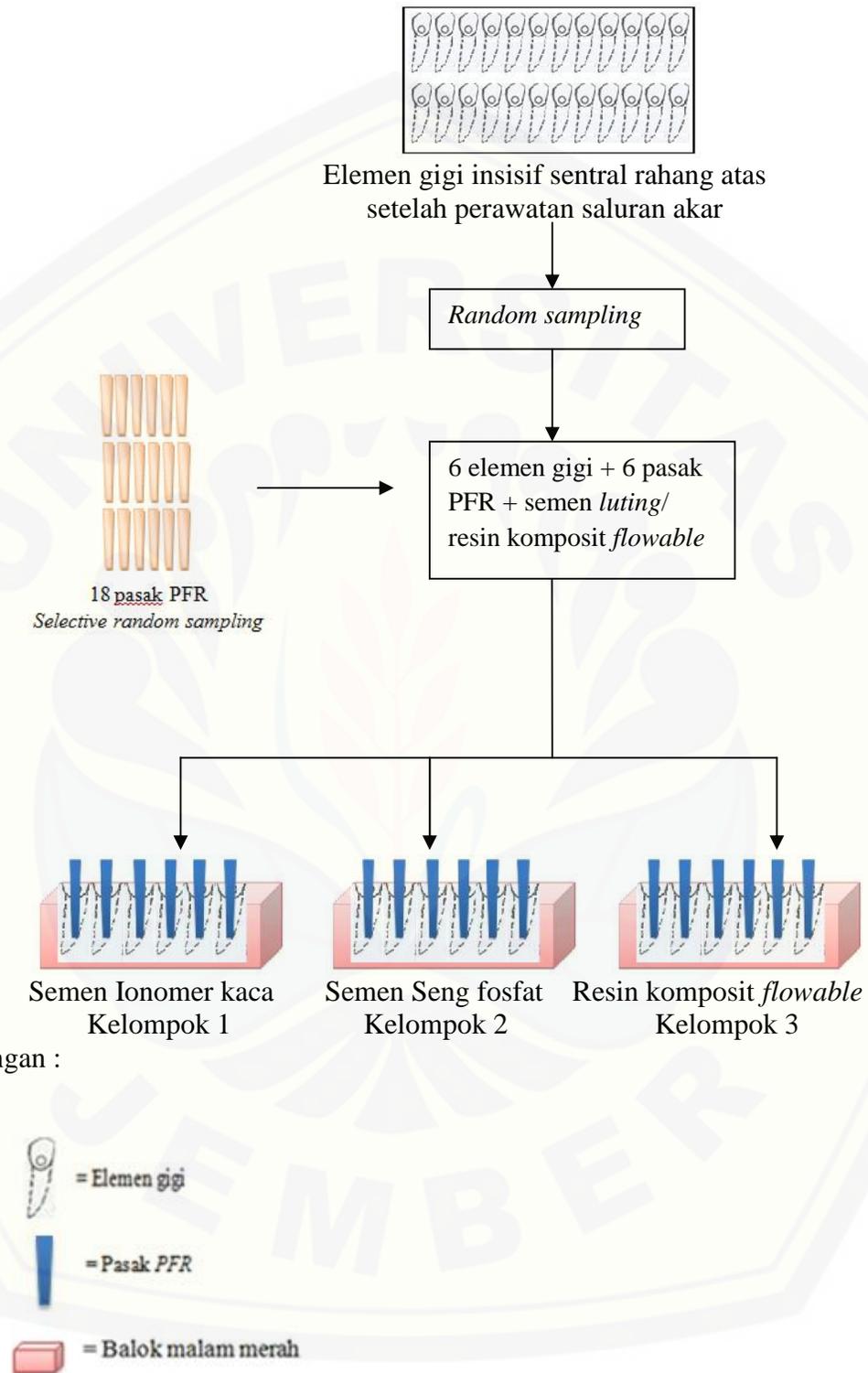
Semen *luting* merupakan bahan yang dipakai sebagai pelekat restorasi maupun gigi tiruan dalam perawatan gigi. Bahan *luting* yang dipakai pada penelitian ini adalah semen ionomer kaca (Fuji 1, Jepang) dan semen seng fosfat (Elite Cement 100, Jepang). Pada proses manipulasi semen *luting* mengikuti petunjuk pabrik pembuatnya. Untuk perbandingan *powder* : *liquid* semen ionomer kaca yaitu 1 sendok takar peres : 2 tetes *liquid* sedangkan semen seng fosfat 1 sendok takar peres : 3 tetes *liquid*.

### 3.5 Sampel Penelitian

#### 3.5.1 Sampel Penelitian

Sampel yang digunakan pada penelitian ini adalah pasak PFR yang disemenkan dengan bahan *luting* pada elemen gigi insisif rahang atas. Sampel dalam penelitian ini dibagi menjadi tiga kelompok perlakuan:

- a. Kelompok 1 : Pasak PFR + bahan *luting* semen ionomer kaca;
- b. Kelompok 2 : Pasak PFR + bahan *luting* semen seng fosfat;
- c. Kelompok 3 : Pasak PFR + resin komposit *flowable*.



Gambar 3.1 Skema pengambilan sampel penelitian

### 3.5.2 Jumlah Sampel

Rumus penghitungan jumlah sampel ditentukan dengan rumus Fraenkle dan Wallen (dalam penelitian Rita, 2009) sebagai berikut:

$$(np - 1) - (p - 1) \quad p^2$$

$$(n.3 - 1) - (3 - 1) \quad 3^2$$

$$(3n - 1) - 2 \quad 9$$

$$3n \quad 12$$

$$n \quad 4$$

keterangan :

p = jumlah kelompok sampel

n = jumlah sampel tiap kelompok

Dari hasil penghitungan menggunakan rumus diatas, diperoleh jumlah sampel minimal adalah 4 untuk setiap kelompok perlakuan. Penambahan jumlah sampel sebanyak  $1\frac{1}{2}n$  dari besar sampel minimal yaitu 2 dilakukan pada penelitian ini agar data yang diperoleh lebih valid sehingga besar sampel yang digunakan sebanyak 6 sampel untuk masing-masing kelompok.

## 3.6 Alat dan Bahan Penelitian

### 3.6.1 Alat Penelitian

- a. *Straight hand piece* (NSK, Jepang);
- b. *Paper pad*;
- c. Agate spatel (GC, Jepang);
- d. *Plastis filling instrument* (Medica, India);
- e. *Glass plate*;
- f. Inkubator (Mommert, Jerman);
- g. Pisau model (Schezher, Jerman);
- h. Lampu spiritus/bunsen;

- i. Pinset (Medica, India);
- j. K- *file* nomor 60 – 100 (Kerr, Amerika);
- k. Jangka sorong (Vernier Calipers, China);
- l. Gunting *fiber* (Construct, Amerika);
- m. Spidol warna (Construct, Amerika);
- n. *Carborundum disk* (Nobilium, Amerika);
- o. Sonde (Schezher, Jerman);
- p. Alat *curing* (SKI,China);
- q. Stereo-mikroskop (Nikon, Singapura).

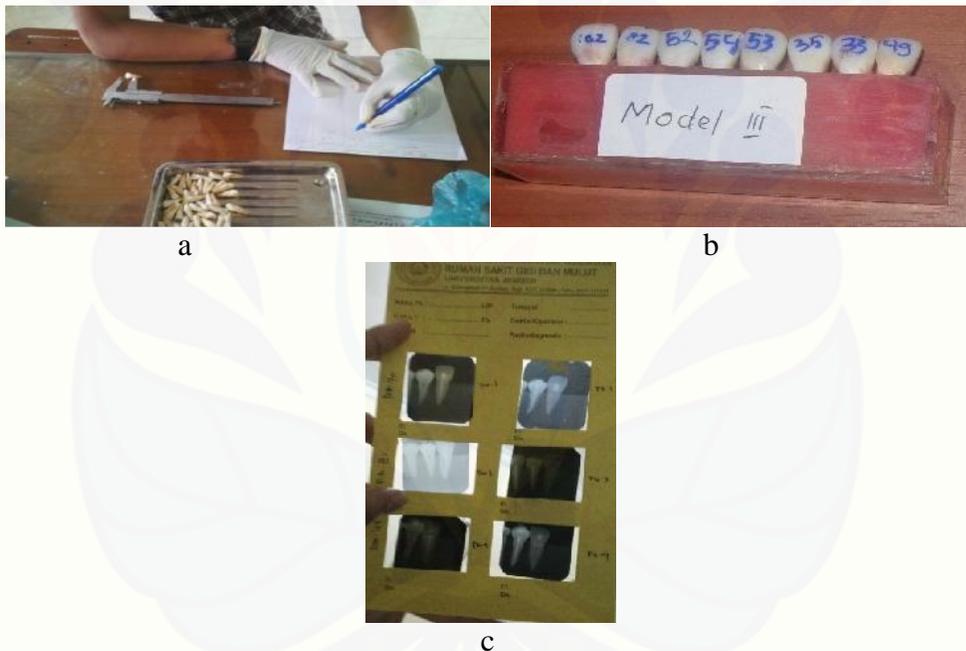
### 3.6.2 Bahan Penelitian

- a. Elemen gigi insisif sentral sebanyak 18 buah;
- b. Resin komposit *flowable* (Construct, Amerika);
- c. Semen *luting* seng fosfat (Elite Cemen 100, Jepang);
- d. Semen *luting* ionomer kaca (Fuji 1, Jepang);
- e. *Polyethylene fiber* (Construct, Amerika);
- f. Larutan *methylen blue* 0,25%;
- g. Malam merah (Cavex, Belanda);
- h. Varnis / cat kuku (Pakalolo, China);
- i. Tisu (Indomaret, Indonesia).

### 3.7 Prosedur Penelitian

#### 3.7.1 Mempersiapkan Sampel

1. Mencatat dan memberikan nomor memakai spidol pada tiap elemen gigi yang telah dilakukan perawatan saluran akar, dan telah dilakukan pengambilan gutap dengan *gates gilden drill* (GGD) sepanjang  $2/3$  saluran akar. Kemudian menanam pada balok malam merah berukuran 8,5 mm x 2,5 mm x 2,5 mm setinggi  $\pm 1$  mm dibawah servikal gigi sisi labial. Elemen disusun sejajar dengan sisi yang sama, satu balok malam berisi 8 elemen gigi (satu kelompok perlakuan) kemudian dilakukan foto *rontgen* seperti pada gambar 3.2.



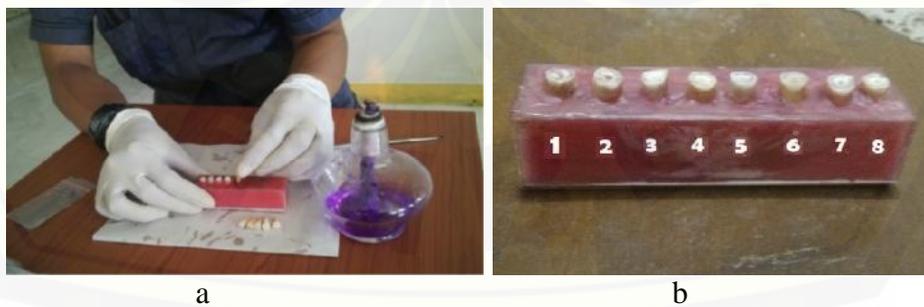
Gambar 3.2 a. Mencatat dan memberikan nomor elemen gigi b. Hasil penanaman gigi dalam balok malam c. Hasil foto *rontgen*

2. Melepas masing-masing elemen pada balok malam dengan menggunakan pisau model yang dipanaskan diatas lampu spiritus. Setelah elemen gigi terlepas, melakukan pengukuran panjang gigi dan mahkota gigi menggunakan jangka sorong kemudian dicatat. Selanjutnya mendekaputasi elemen gigi pada batas *cervico enamel junction* (CEJ) sisi proksimal (mesial) memakai *carborundum disk* (gambar 3.3).



Gambar 3.3 a. Melepas elemen gigi dari balok malam b. Mengukur panjang gigi c. Mengukur panjang mahkota d. Mendekaputasi elemen gigi e. Hasil dekaputasi elemen gigi

3. Menanam kembali elemen gigi yang telah didekaputasi dalam balok malam merah sesuai urutan penomoran dan kelompok masing-masing, seperti pada gambar 3.4.

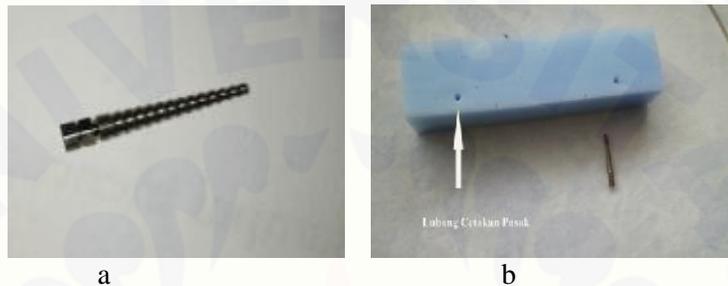


Gambar 3.4 a. Menanam elemen gigi dalam balok malam merah b. Hasil dekaputasi elemen gigi

4. Melebarkan 2/3 dinding saluran akar menggunakan *K-file* sampai nomor 100 dari batas potongan gutap tiap elemen gigi.

### 3.7.2 Membuat Pasak PFR

1. Membuat cetakan pasak PFR dari bahan silikon, kemudian mencetak *mould* menggunakan master pasak NiTi seperti pada gambar 3.5.



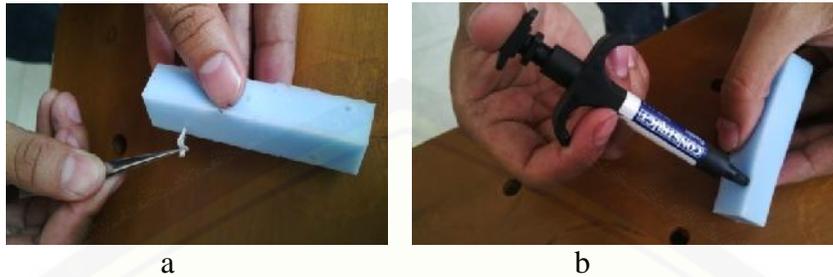
Gambar 3.5 a. Master pasak NiTi sebagai cetakan utama b. Cetakan silikon dengan lubang cetakan (tanda panah)

2. Menggunting *polyethylene fiber* dengan lebar 1 mm dengan panjang 14 mm memakai gunting khusus (Construct, Amerika) sebanyak 1 lembar seperti pada gambar 3.6.



Gambar 3.6 a. Menggunting *fiber* b. Serat pita PFR yang sudah dipotong

3. Memasukkan *polyethylene fiber* ke dalam cetakan silikon dengan bantuan pinset, selanjutnya mengaplikasikan bahan resin komposit *flowable* sampai penuh ke dalam cetakan silikon seperti pada gambar 3.7.



Gambar 3.7 a. Memasukkan pita PFR ke dalam cetakan silikon b. Mengaplikasikan resin komposit ke dalam cetakan silikon

- Melakukan *curing* (SKI, China) pada resin komposit di dalam cetakan (*wave length* = 450 - 480 nm, jarak *curing* 1 mm, durasi penyinaran = 20 detik) pada tiga bagian pasak yaitu servikal, tengah dan apikal. Setelah *setting*, pasak PFR dikeluarkan dari cetakan silikon seperti pada gambar 3.8.



Gambar 3.8 a. Proses *curing* b. Hasil Pembuatan pasak PFR

- Melakukan *trial* pasak ke dalam saluran akar gigi, kemudian menginsersikan masing-masing pasak ke dalam saluran akar gigi menggunakan resin komposit *flowable* dan bahan *luting* semen sesuai kelompok perlakuan.
- Melakukan pengulangan sebanyak 18 kali pada langkah 1 – 5.

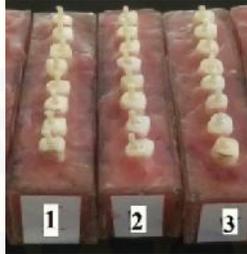
### 3.7.3 Insersi Pasak

#### a. Insersi dengan Semen Ionomer Kaca (Kelompok 1)

- Mencampur *powder* : *liquid* = 1,8 gr/1,0 gr (1 sendok takar peres : 2 *liquid*). Botol *liquid* dipegang secara vertikal saat pencampuran, selanjutnya botol *liquid* segera ditutup setelah pemakaian.

2. Membagi bubuk menjadi dua bagian sama besar, bagian pertama dicampur ke semua *liquid* selama 5 detik, mengaduk diatas *paper pad* memakai agate spatel dengan gerakan memutar, dilanjutkan mencampur bagian kedua selama 20 detik sampai didapatkan konsistensi semen *luting* (encer/*fluid*).
  3. Mengambil semen memakai sonde kemudian dimasukkan sebagian kedalam saluran akar, sebagian yang lain diulaskan pada pasak PFR.
  4. Memasukkan pasak PFR kedalam saluran akar.
  5. Menginsersikan pasak pada seluruh sampel kelompok 1 (balok I), ditunggu sampai *setting* (24 jam).
- b. Inseri dengan Semen Seng Fosfat (Kelompok 2)
1. Mencampur *powder* : *liquid* 1,45 gr / 0,5 gr (1 sendok takar peres : 3 tetes *liquid*).
  2. Memisahkan bubuk menjadi tiga bagian sama besar, mencampur bagian pertama dengan semua *liquid* selama 10 detik, kemudian mengadukan diatas *paper pad* memakai agate spatel dengan gerakan memutar, dilanjutkan bagian kedua dan ketiga sehingga total waktu pencampuran adalah 60 – 90 detik sampai didapatkan konsistensi semen *luting* (encer/*fluid*).
  3. Mengambil semen memakai sonde kemudian dimasukkan sebagian kedalam saluran akar, sebagian yang lain diulaskan pada pasak PFR.
  4. Memasukkan pasak PFR kedalam saluran akar
  5. Menginsersikan pasak pada seluruh sampel pada kelompok 2 (balok II), ditunggu sampai semen *setting* (24 jam).
- c. Inseri dengan Resin Komposit *Flowable* (Kelompok 3)
1. Mengaplikasikan resin komposit *flowable* ke dalam saluran akar sampai terisi penuh.
  2. Memasukkan pasak PFR kedalam saluran akar.
  3. Membersihkan resin komposit yang berlebih pada permukaan koronal gigi hasil dekaputasi menggunakan tisu dan *hand instrument*.

- Melakukan *curing* (SKI, China) resin komposit *flowable* pada kelompok 3 (balok III). *Curing wave length* 460 - 480 nm, jarak *curing* 1 mm antara ujung *tube* alat *curing* dengan permukaan korona gigi hasil, *curing* dilakukan pada dua sisi pasak yang berlawanan, durasi penyinaran 20 detik setiap sisi.



Gambar 3.9 Pasak PFR yang telah diinsersikan dalam elemen gigi

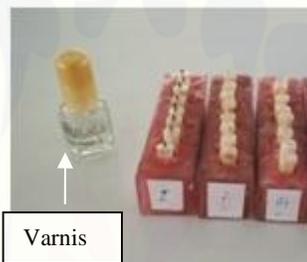
#### 3.7.4 Merendam Sampel dalam Aquades dan *Methylen Blue*

- Melepas elemen gigi pada tiap kelompok dengan menggunakan pisau model yang dipanaskan diatas api bunsen.
- Menimbang semua elemen pada tiap kelompok memakai timbangan digital (Snug 300, Taiwan) sebagai pengamatan awal kebocoran tepi melalui penyerapan sampel terhadap air, dilihat dan dicatat.
- Memfiksasi kembali elemen gigi ke dalam balok malam tiap kelompok sesuai tempat semula dengan menggunakan pisau model yang dipanaskan diatas api bunsen.
- Merendam semua sampel dalam aquades steril selama 24 jam seperti pada gambar 3.10.



Gambar 3.10 a. Penimbangan pertama b. Merendam sampel dalam aquades (tanda panah)

5. Melepas elemen gigi pada tiap kelompok dengan menggunakan pisau model yang dipanaskan diatas api bunsen.
6. Melakukan penimbangan kedua memakai timbangan digital setelah perendaman dalam aquades, mengeringkan sampel dengan tisu, dilihat dan dicatat (Snug 300, Taiwan).
7. Mengaplikasikan varnis/cat kuku mulai dari ujung apikal gigi sampai  $\pm 1$  mm disekitar tepi pasak pada bagian koronal gigi yang sudah didekaputasi, ditunggu sampai varnis kering seperti pada gambar 3.11.



Gambar 3.11 Aplikasi varnis pada elemen gigi

8. Memfiksasi kembali elemen gigi ke dalam balok malam tiap kelompok sesuai tempat semula dengan menggunakan pisau model yang dipanaskan diatas api bunsen.
9. Menempatkan sampel dalam kotak berisi *methylen blue* 0,25%, kemudian menginkubasi sampel dalam inkubator (Memmert, Jerman) pada suhu 37 °C selama 3 hari seperti pada gambar 3.12.



Gambar 3.12 a. Merendam sampel dalam *methylen blue* 0,25% b. Memasukkan sampel dalam inkubator

10. Mengeluarkan balok sampel dari inkubator setelah 3 hari, mencuci dibawah air mengalir lalu mengeringkan dengan tisu, membersihkan seluruh varnis yang melapisi elemen gigi.
11. Mengukur kebocoran tepi sampel menggunakan stereo-mikroskop (model C-PS SMZ445 Nikon, Singapura).

### 3.7.5 Mengukur Kebocoran Tepi Bahan *Luting* Pasak PFR

Mengukur penetrasi *methylen blue* dilakukan di dua sisi pasak secara acak pada masing-masing elemen gigi setiap kelompok perlakuan. Kedalaman penetrasi *methylen blue* pada antarmuka semen dan resin dengan dinding saluran akar, diamati menggunakan stereo-mikroskop (gambar 3.13), pembesaran 40 kali dan diukur memakai program *optilab image raster v2.1calibrated* (gambar 3.15). Program ini dipakai karena dapat mengukur panjang dengan lebih akurat dibandingkan penghitungan secara manual. Metode pengambilan data kebocoran tepi pasak PFR sebagai berikut:

1. Mengoperasikan alat stereo-mikroskop seperti pada gambar 3.13



Gambar 3.13 Stereo-mikroskop (Nikon, Singapura)

2. Menghubungkan stereo-mikroskop ke komputer (Toshiba L640, China)
3. Membuka *software optilab image viewer v.2.1* untuk mengambil gambar sampel yang diamati dibawah stereo-mikroskop. Menekan *pointer* pada *icon* “kamera” kemudian menekan *icon* “simpan” seperti pada gambar 3.14.



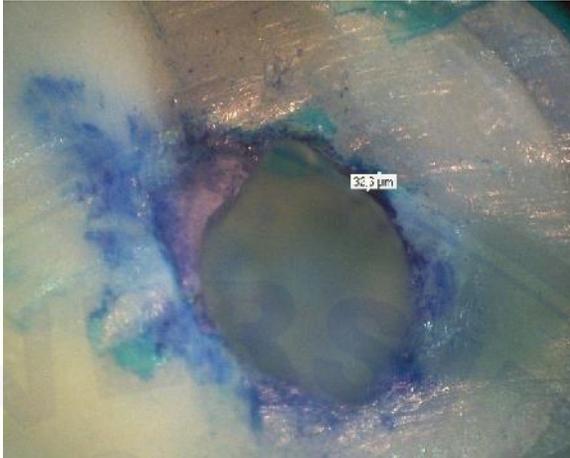
Gambar 3.14 Software *optilab image viewer v2.1*

4. Membuka *software* pengukur kebocoran tepi *optilab image raster v2.1calibrated*. Menekan pointer pada *icon* “buka” pilih berkas yang sudah disimpan sehingga muncul kotak dialog seperti pada gambar 3.15.



Gambar 3.15 Software *Optilab Image Raster v2.1calibrated*

5. Menekan *icon* “ruler” kemudian menekan dan menahan *pointer* pada salah satu ujung jarak yang akan diukur, ditarik garis sampai ujung lainnya kemudian *pointer* dilepas, maka akan muncul nilai dari jarak yang diukur dalam satuan mikrometer ( $\mu\text{m}$ ) seperti pada gambar 3.16.



Gambar 3.16 Foto hasil pengukuran kebocoran tepi

6. Mengulang langkah nomor 5 pada sisi pasak yang lain secara acak sehingga didapatkan dua nilai kebocoran tepi, dari kedua nilai tersebut diambil rata-rata, hasilnya adalah nilai kebocoran tepi sampel.
7. Melakukan pengulangan sebanyak 18 kali pada langkah 3 – 5.

### 3.8 Analisis Data

Data yang diperoleh ditabulasi, kemudian dilakukan uji normalitas menggunakan uji *Shapiro-Wilk* dan homogenitas varian menggunakan uji *Levene* untuk mengetahui apakah data tersebut normal dan homogen, dengan tingkat kemaknaan  $p > 0,05$ . Apabila hasil uji menunjukkan distribusi data normal dan homogen, dilanjutkan dengan uji statistik parametrik menggunakan uji analisis varian (*One Way ANOVA*) dengan derajat kemaknaan 95% ( $p < 0,05$ ), dilanjutkan uji LSD (*Least Significant Differences*). Apabila pada uji homogenitas menunjukkan bahwa data yang diperoleh tidak homogen ataupun data tidak berdistribusi normal pada uji normalitas, maka dilanjutkan dengan uji statistik non parametrik Kruskal Wallis dengan derajat kemaknaan 95% ( $p < 0,05$ ), dilanjutkan dengan uji statistik Mann-Whitney dengan derajat kemaknaan 95% ( $p < 0,05$ ).