

Kode/ NamaRumpunIlmu: 331/ IlmuKedokteran Gigi

EXECUTIVE SUMMARY

PENELITIAN DOSEN PEMULA



**UJI MEKANIS *POLYETHYLEN RIBBON FIBER* SEBAGAI BAHAN PENGUAT
PASAK SALURAN AKAR *FIBER REINFORCED COMPOSITE FABRICATED***

Tahun 1 dari Rencana 1 Tahun

TIM PENGUSUL

drg. Dwi Warna Aju Fatmawati, M.Kes

0019127001

**UNIVERSITAS JEMBER
DESEMBER, 2014**

didanai DIPA Universitas Jember Tahun Anggaran 2014

No. DIPA-023.04.2.414995/2014

Judul : uji mekanis *polyethylen ribbon fiber* sebagai bahan penguat pasak saluran akar *fiber reinforced composite fabricated*

Peneliti/Pelaksana

Nama Lengkap : drg.Dwi Warna Aju Fatmawati, M.Kes

NIDN : 0019127001

Sumber Dana : DIPA UniversitasJember

Diseminasi : belum ada

Alamat surel (e-mail) : drgdwiwarna.fkg@unej.ac.id

Perguruan Tinggi : Universitas Jember

Jember, 10 November 2014

Pembina Peneliti
Fakultas Kedokteran Gigi

Ketua,

Dr. drg. Banun Kusumawardani, M.Kes
NIP. 197005091999032001

drg. Dwi Warna Aju F, M.Kes
NIP. 197012191999032001

Menyetujui,
Ketua Lembaga Penelitian
Universitas Jember

Mengetahui,
Dekan
Fakultas Kedokteran Gigi
Universitas Jember

Prof. Ir. Achmad Subagio, M.Arg., PhD
NIP. 196905171992011001

drg. Hj. Herniyati, M.Kes
NIP. 195909061985032001

**UJI MEKANIS *POLYETHYLEN RIBBON FIBER* SEBAGAI BAHAN PENGUAT
PASAK SALURAN AKAR *FIBER REINFORCED COMPOSITE FABRICATED***

Dwi Warna Aju Fatmawati
Bagian Konservasi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember
Jl Kalimantan I/68 Jember 68121

E-mail: drgdwiwarna.fkg@unej.ac.id

Abstrak

Ada peningkatan kebutuhan perawatan endodontik beberapa tahun terakhir ini, termasuk restorasi pasca perawatan endodontik. Hal ini menunjukkan perubahan paradigma masyarakat dalam usaha mempertahankan gigi selama mungkin dalam rongga mulut. Apabila gigi dapat dipertahankan selama mungkin di rongga mulut, maka kuantitas dan kualitas jaringan di sekitar gigi akan baik. Pasak endodontik FRC memiliki modulus elastisitas yang hampir sama dengan dentin, kemampuan estetikanya bagus, tidak mengalami korosi atau arus galvanis. Pasak FRC terdiri dari pasak jadi (*prefabricated*) dan pasak dibuat sendiri (*fabricated*). Pasak FRC *prefabricated* merupakan pasak dalam bentuk sediaan jadi yang diproduksi oleh pabrik. Pasak FRC *prefabricated* terbuat dari *unidirectional E-glass fiber* yang diselubungi oleh matriks resin (*epoxy resin*). prosedur penggunaannya lebih mudah dan cepat, tetapi pasak FRC *prefabricated* memiliki kelemahan yaitu tidak dapat menyesuaikan bentuk saluran akar. Tujuan penelitian ini untuk mendapatkan bahan pasak endodontik yang *biocompatible*, mudah pengaplikasiannya, dan sesuai dengan bentuk dan ukuran saluran akar, sehingga diharapkan dapat mencegah adanya fraktur pada akar dan pasak serta mempertahankan gigi selama mungkin dalam rongga mulut.

Jenis penelitian merupakan penelitian eksperimental laboratories dengan desain *the post only control group design*. Pembuatan pasak menggunakan cetakan silikon dengan panjang 14 mm dan lebar 2 mm. *Fiber ribbon polyethylene* diameter 1 mm dipotong sepanjang 14 mm dengan menggunakan gunting khusus dimasukkan dlm saluran akar yg telah di lakukan GGD. Memasukkan resin komposit, di-*curing*, pasak dikeluarkan dari cetakan. Pasak *fabricated* dan pasak Niti disemenkan dalam saluran akar menggunakan semen ionomer kaca, seng fosfat, resin komposit *flowable*. Sampel pasak dalam gigi dilakukan uji kebocoran mikro dan uji mekanik.

Pada hasil uji ANOVA kebocoran mikro pasak menunjukkan terdapat perbedaan yang bermakna antar kelompok perlakuan. Pada hasil uji *Kruskall Wallis break elongation* bahan pasak yang menunjukkan tidak terdapat perbedaan yang bermakna pada semua atau antar kelompok perlakuan. Pada hasil uji *Kruskall Wallis max stress* bahan pasak menunjukkan terdapat perbedaan yang bermakna antar kelompok perlakuan. Pada penelitian ini disimpulkan bahwa pasak yang terbuat dari pita *FRC* memiliki kekuatan yang lebih baik dari pada pasak logam buatan pabrik (NiTi).

Kata kunci: Pasak FRC, pasak NiTi, bahan *luting*

PENDAHULUAN

Ada peningkatan kebutuhan perawatan endodontik beberapa tahun terakhir ini, termasuk restorasi pasca perawatan endodontik. Hal ini menunjukkan perubahan paradigma masyarakat dalam usaha mempertahankan gigi selama mungkin dalam rongga mulut. Apabila gigi dapat dipertahankan selama mungkin di rongga mulut, maka kuantitas dan kualitas jaringan di sekitar gigi akan baik. Akan tetapi, struktur gigi pasca perawatan endodontik lebih lemah daripada gigi vital dan rentan terhadap fraktur, sehingga membutuhkan restorasi yang mampu mendukung gigi. Restorasi yang menjadi pilihan adalah restorasi pasak. Keberhasilan perawatan endodontik tidak hanya dipengaruhi oleh keakuratan teknik perawatan endodontik, namun restorasi pasca perawatan endodontik juga menentukan tingkat keberhasilan perawatan secara keseluruhan¹, salah satunya adalah restorasi mahkota pasak.

Ada banyak macam desain dan bahan restorasi pasak, dokter gigi harus mampu memilih jenis pasak yang sesuai dengan indikasi-kontraindikasi dan kasus yang dihadapi. Akan tetapi, yang menjadi syarat utama yaitu sifat mekanis pasak yang akan digunakan harus mempunyai sifat yang mendekati atau hampir sama dengan dentin². Hal ini bertujuan untuk mencegah gaya *catastrophic* yang menyebabkan fraktur akar¹. Pasak dengan bahan logam, baik yang *prefabricated* maupun *fabricated* banyak beredar di pasaran dan sering dipakai. Hal ini disebabkan pasak dengan bahan logam mempunyai sifat fisik yang bagus dan biokompatibel. Akan tetapi, pasak ini menyebabkan diskolorisasi (berwarna keabu-abuan) pada mahkota, akar dan gigitnya di servikal gigi, sehingga kurang baik untuk restorasi gigi anterior. Selain itu, tingkat kegagalan berupa fraktur akar pada restorasi pasak logam cukup besar. Hal ini disebabkan pasak kurang elastis dalam menahan beban kunyah³.

Guna mengatasi diskolorisasi dan memperbaiki estetika, dikembangkan penggunaan keramik sebagai bahan pasak. Pasak keramik ini sangat memenuhi estetika, sifat fisik yang bagus dan biokompatibel sehingga dapat digunakan untuk gigi anterior dan posterior. Namun, pasak keramik ini sulit untuk dilepas dari saluran akar apabila memerlukan *retreatment* saluran akar. Selain itu, pasak keramik sangat kaku sehingga kurang fleksibel dalam menahan beban kunyah dan menyebabkan fraktur akar².

Saat ini, dikembangkan penggunaan pasak saluran akar dengan bahan non logam, salah satunya *fiber reinforced composite* (FRC). Bahan FRC ini mempunyai warna yang sama dengan gigi, sehingga meningkatkan estetika restorasi gigi. FRC tersusun atas fiber dan matriks komposit. Fiber berfungsi meningkatkan kekuatan mekanis, sehingga meningkatkan

resistensi terhadap fraktur, *toughness*, dan *shrinkage*. Kekuatan mekanis fiber ini ditentukan oleh jumlah serat, arah dan bentuk dari fiber⁴.

Penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa penambahan jumlah serat fiber pada pasak *glass FRC* dengan *unidirectional fiber* dapat meningkatkan kekuatan *flexural* dan modulus elastisitas pasak *glass FRC fabricated*⁵. Namun, sifat mekanis *FRC fabricated* akan lebih bagus jika fiber yang digunakan berbentuk *ribbon*. Hal ini disebabkan arah *ribbon fiber* adalah berbentuk anyaman (*braided dan woven*), sehingga diduga mampu menahan gaya *catastrophic* atau gaya segala arah dan meningkatkan kekuatan mekanis. Penggunaan *ribbon fiber* pada gigi tiruan cekat dapat meningkatkan kekuatan mekanis gigi tiruan, sehingga gigi tiruan dapat bertahan lama dalam rongga mulut⁴. Selain fiber dari bahan *glass* dan karbon, terdapat juga bahan *polyethylene* yang mempunyai sifat mekanis lebih bagus dibanding fiber dari *glass* dan karbon. Akan tetapi, beberapa penelitian menunjukkan bahwa *polyethylene* kurang memuaskan karena arah serat yang *unidirectional* sehingga kurang mampu menahan beban⁶.

Oleh karena itu, sangat perlu dikembangkan pembuatan pasak saluran akar dengan bahan *fiber polyethylene* dengan konfigurasi *ribbon* untuk mendapatkan sifat mekanis yang lebih bagus pada pasak *fiber reinforced composite fabricated*. Penelitian ini penting dilakukan untuk mendapatkan bahan pasak endodontik yang *biocompatible*, mudah pengaplikasiannya, dan sesuai dengan bentuk dan ukuran saluran akar, sehingga dapat mencegah fraktur pada akar dan pasak, serta mempertahankan gigi selama mungkin dalam rongga mulut.

Berdasarkan latar belakang diatas penulis ingin melakukan penelitian untuk menguji sifat mekanis *polyethylene ribbon fiber* sebagai bahan penguat pasak *fiber reinforced composite fabricated*. Hal ini bertujuan untuk mendapatkan bahan pasak yang mempunyai sifat mekanis, fisik, dan estetis, serta dapat diaplikasikan secara mudah dan sesuai dengan bentuk dan ukuran saluran akar, sehingga dapat digunakan untuk menggantikan saluran akar yang kosong, mengurangi dan mencegah resiko fraktur baik pada akar gigi dan pasak endodontik.

METODE PENELITIAN

Jenis penelitian merupakan penelitian eksperimental laboratoris dengan desain *the post only control group design* yaitu uji bahan secara *in vitro*, menggunakan bahan pasak *Fabricated Fiber Composite* (FFC) dan pasak NiTi yang akan dilakukan uji mekanis dan diaplikasikan pada elemen gigi insisif yang telah dilakukan perawatan endodonsi (gigi post

endodonsi). Observasi variabel-variabel terpengaruh meliputi tingkat absorpsi air, *break elongation* dan *max stress*, kekuatan fleksural, modulus elastisitas, kekuatan geser dan tarik. Penelitian dilakukan di Laboratorium Terpadu dan Klinik Konservasi FKG Universitas Jember, Fakultas MIPA Biologi Universitas Jember, dan Fakultas MIPA Kimia ITS Surabaya.

1. Persiapan 1 (petama) gigi

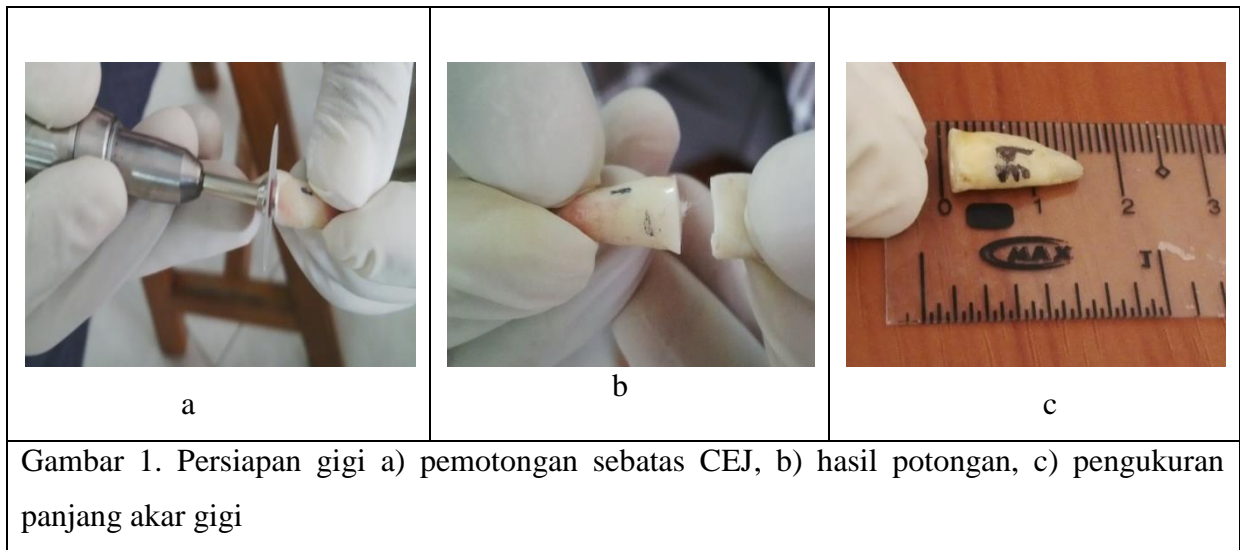
Mempersiapkan gigi insisif rahang atas dengan panjang gigi rata-rata gigi 24-25 mm sebanyak 20 gigi. Dilakukan perawatan saluran akar sesuai dengan prosedur perawatan saluran akar yang meliputi acces opening, DWF, preparasi saluran akar, trial guttaperka, trial foto, pengisian saluran akar, foto pengisian, pengurangan guttaperka (GGD) dan foto hasil GGD

2. Persiapan 2 (kedua) gigi

Gigi yang telah dilakukan perawatan endodonsi tersebut didekaputasi sebatas cervico enamel junction (CEJ) menggunakan carborundum disk (seperti gambar 1), dilanjutkan dengan pelebaran 2/3 dinding saluran akar menggunakan K-file sampai nomer 100 dengan panjang kerja (PK) rata-rata 9-10 mm, irigasi dengan larutan NaOCl dan aquadest. Kemudian 20 gigi dikelompokkan menjadi 4 kelompok yaitu

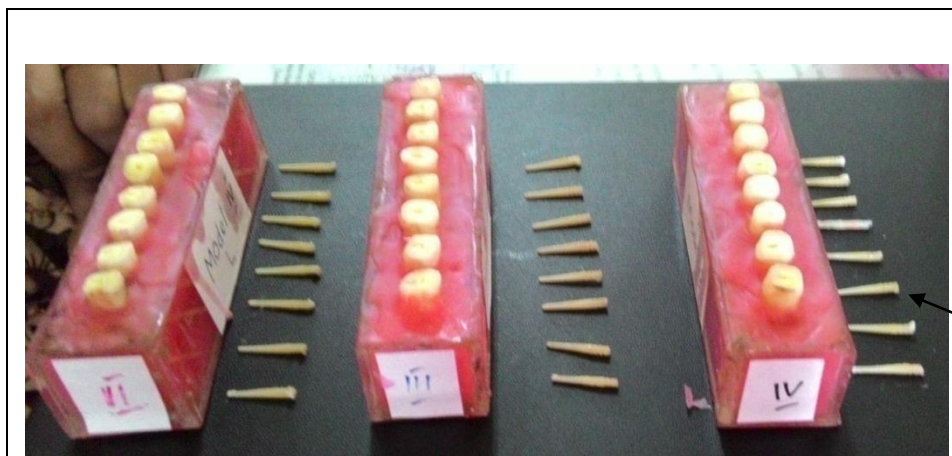
1. Kelompok pasak NiTi dengan bahan luting SIK
2. Kelompok pasak FFC dengan bahan luting SIK
3. Kelompok pasak FFC dengan bahan luting seng pospat
4. Kelompok pasak FFC dengan bahan luting komposit flowable

Elemen gigi tersebut kemudian ditanam pada balok malam merah dan diberi identitas dan kode sesuai dengan nama kelompoknya. Masing-masing kelompok balok malam merah berisi 5 elemen gigi.



3. Pembuatan pasak FFC dengan *ribbon polyethylene fiber*

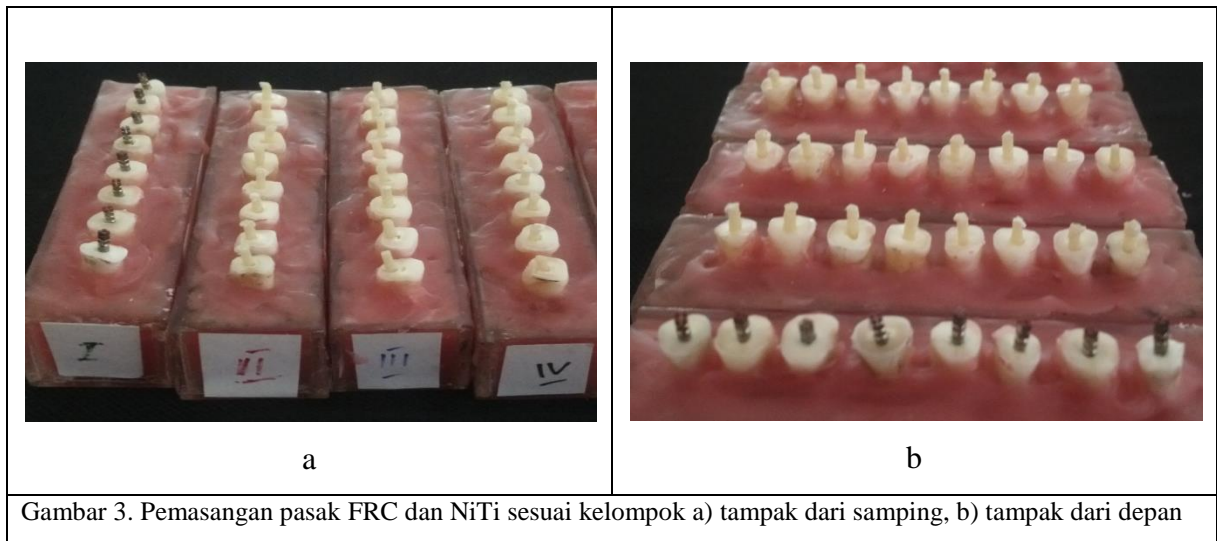
Bahan cetakan pasak dibuat dari bahan silikon dengan menggunakan master pasak NiTi yang setara dengan ukuran file nomer 100. Memasukkan *fiber polyethylene* berdiameter 1 mm dengan panjang 14 mm sebanyak 1 lembar ke dalam cetakan silikon dengan bantuan pinset. Memasukkan bahan resin komposit sampai penuh ke dalam cetakan silikon. Di lakukan *curing*. Setelah seting pasak resin komposit dikeluarkan dari cetakan silikon. Seperti pada gambar 2.



Gambar 2. Pasak FFC

4. Pemasangan pasak pada saluran akar gigi

Pasak NiTi dan pasak FRC dimasukkan ke dalam saluran akar gigi sesuai dengan nama kelompok pada balok malam merah. Seperti pada gambar 3.



Gambar 3. Pemasangan pasak FRC dan NiTi sesuai kelompok a) tampak dari samping, b) tampak dari depan

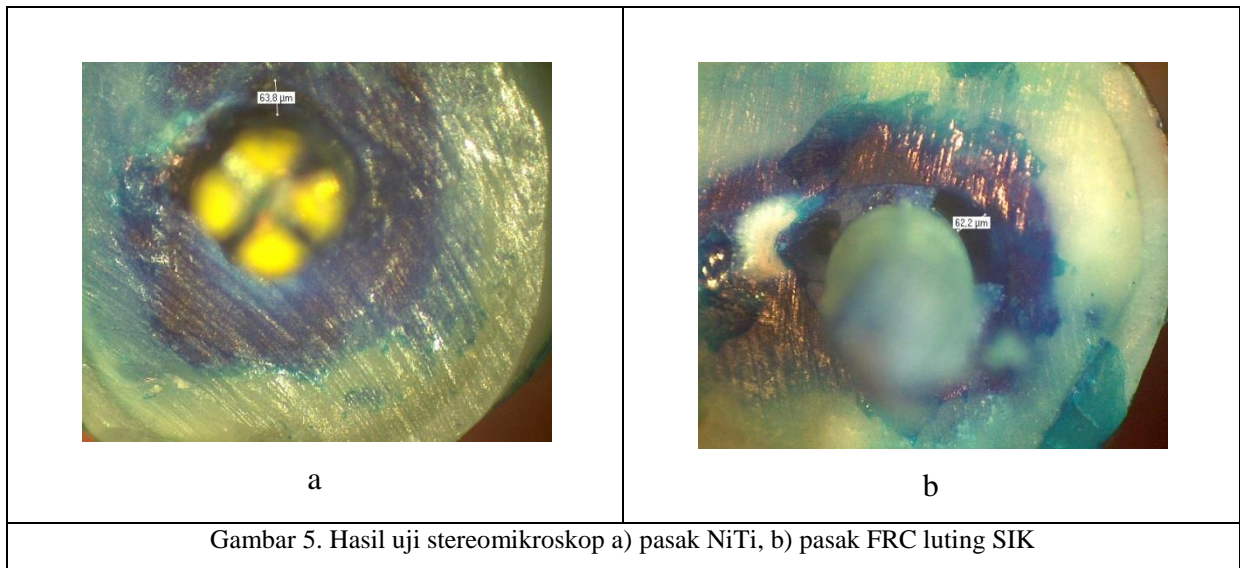
5. Uji penyerapan air

Semua kelompok perlakuan direndam dalam 10 ml aquades selama 24 jam untuk mengkondisikan seperti di dalam rongga mulut, kemudian direndam dengan *metylene blue* selama 24 jam. Sebelum dan setelah perendaman dilakukan pengukuran berat masing-masing gigi. Hal ini untuk mengetahui perubahan berat dilakukan perendaman. Seperti pada gambar 4 menggunakan neraca digital ketelitian 0,01 mg.



Gambar 4. a) penimbangan sebelum perendaman, b) perendaman dalam methylen blue

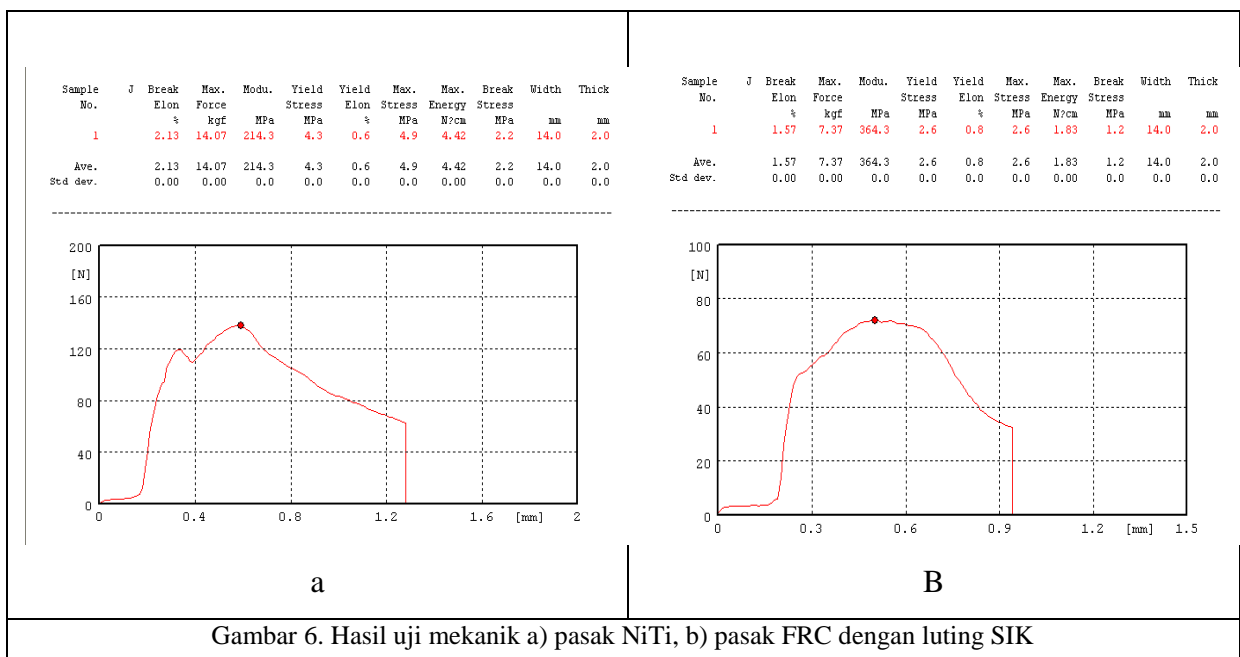
Setelah dilakukan perendaman dan pengukuran berat gigi, sampel gigi dilakukan pengukuran uji absorpsi cairan dengan cara melalui uji foto stereomikroskop (seperti pada gambar 5). Data ditabulasi dan dianalisis.



Gambar 5. Hasil uji stereomikroskop a) pasak NiTi, b) pasak FRC luting SIK

6. Uji mekanis

Uji mekanis mekanis meliputi uji geser, tarik, modulus elastisitas, kekuatan fleksural dan kekasaran menggunakan alat *universal testing*, dengan mengaturnya sesuai dengan standar ISO10477 yaitu rentang 20,0 mm; kecepatan *crosshead* $1,0 \pm 0,3$ mm/min; diameter *cross-sectional* dari ujung beban 2 mm. Pengaturan ini digunakan untuk mengukur *fracture strength* spesimen pada suhu kamar dengan menggunakan *universal testing machine* (Autograph; AG-I 20kN, Shimadzu, Kyoto Japan). Pemberian beban dilanjutkan sampai spesimen menunjukkan *rupture* atau retak kurang lebih 85% dari titik pembebanan. Besarnya gaya pembebanan 100 N (Grandini et al, 2005; Seefeld et al, 2006). Seperti pada gambar 6.



Gambar 6. Hasil uji mekanik a) pasak NiTi, b) pasak FRC dengan luting SIK

7. Analisis Data

Data hasil pengukuran uji kebocoran tepi dan uji mekanik ditabulasi. Data dilakukan uji homogenitas dan normalitas. Bila data terdistribusi normal dan homogen dilanjutkan dengan uji statistik Analisis varian (Anova) dua jalur dan dilanjutkan dengan uji LSD untuk melihat perbedaan pada masing-masing kelompok perlakuan dengan tingkat signifikansi 5% ($p > 0,05$). Bila data tidak terdistribusi normal dan homogen dilakukan uji Kruskal Wallis yang dilanjutkan dengan uji Man whitney sebagai uji Post hoc.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada hasil uji kebocoran mikro pasak secara deskriptif menunjukkan bahwa rerata tingkat kebocoran terkecil terjadi pada kelompok IV (FRC dengan bahan luting resin komposit tipe flowable) yaitu sebesar 25 μ , dan rerata tingkat kebocoran terbesar pada kelompok II (FRC dengan bahan luting SIK) yaitu sebesar 77 μ . Hasil uji kolmogorof smirnof dan uji homogenitas menunjukkan bahwa data terdistribusi normal dan homogen. Dilanjutkan dengan uji ANOVA yang menunjukkan bahwa nilai $P < 0,05$. Ini berarti terdapat perbedaan yang bermakna antar kelompok perlakuan. Seperti pada tabel 1.

Tabel 1 Hasil uji ANOVA uji kebocoran mikro pasak dalam satuan mikron (μ)

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	9083,750	3	3027,917	4,553	,017
Within Groups	10640,168	16	665,011		
Total	19723,918	19			

Secara statistik hasil uji kebocoran mikro pasak menunjukkan terdapat perbedaan yang bermakna antar kelompok perlakuan. Untuk mengetahui kelompok mana yang berbeda bermakna dilanjutkan dengan uji LSD.

Tabel 2. Hasil uji LSD uji kebocoran mikro pasak

	NiTi + SIK	FFC + SIK	FFC + ZnPO4	FFC + RK
NiTi + SIK	-	0,90	0,14	0,07
FFC + SIK	-	-	0,11	0,01*
FFC + ZnPO4	-	-	-	0,15
FFC RK	-	-	-	-

Keterangan:

tanda * : significant / berbeda bermakna

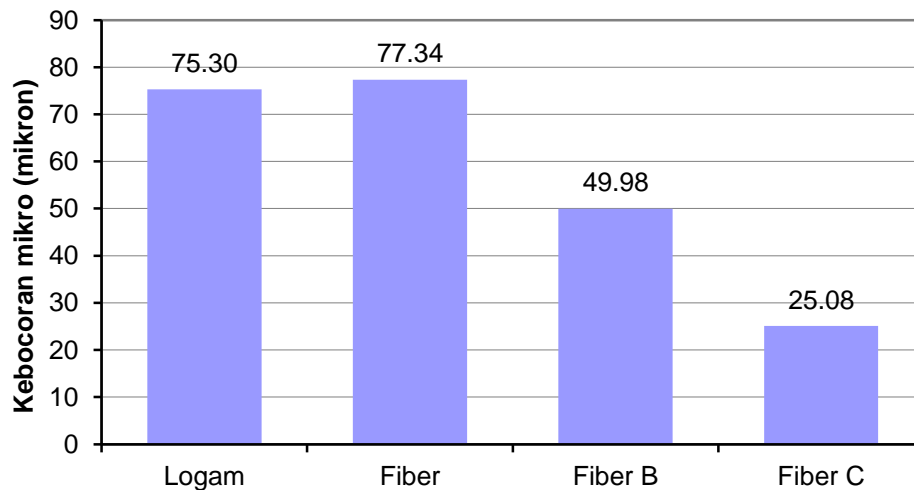
NiTi+SIK : Pasak NiTi dengan bahan *luting* semen ionomer kaca

FFC+SIK : Pasak *fabricated fiber composite* dengan bahan *luting* semen ionomer kaca

FFC+ZnPO4 : Pasak *fabricated fiber composite* dengan bahan *luting* semen fosfat

FFC+RK : Pasak *fabricated fiber composite* dengan bahan *luting* resin komposit *flowable*

Pada tabel 2 hasil uji kebocoran mikro pasak menunjukkan bahwa terdapat perbedaan yang bermakna antara kelompok FRC+SIK dengan FRC+RK. Terdapat perbedaan yang tidak bermakna antara kelompok NiTi+SIK dengan kelompok FRC+SIK; kelompok NiTi+SIK dengan kelompok FRC+ZnPO₄; kelompok NiTi+SIK dengan kelompok FRC+RK; kelompok FRC+SIK dengan kelompok FRC+RK.



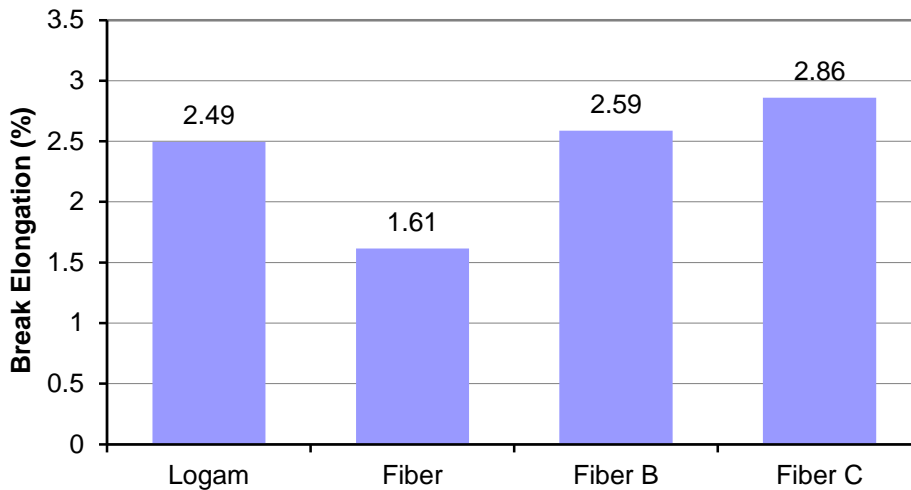
Gambar 5.1 Histogram uji kebocoran mikro

B. Hasil uji break elongation pasak

Pada hasil uji break elongation bahan pasak, secara deskriptif menunjukkan bahwa rerata terkecil break elongation terjadi pada kelompok NiTi dengan bahan luting semen ionomer kaca (kelompok I) yaitu sebesar 1,6% dan rerata terbesar break elongation terjadi pada kelompok FRC dengan bahan luting ZnPO₄ (kelompok III) yaitu sebesar 2,86%. Hasil uji kolmogorof smirnof dan uji homogenitas menunjukkan bahwa data terdistribusi normal dan tidak homogen. Dilanjutkan dengan uji non parametrik yaitu uji Kruskall Wallis yang menunjukkan bahwa nilai $P > 0,05$. Ini berarti tidak terdapat perbedaan yang bermakna pada semua atau antar kelompok perlakuan. Seperti pada tabel 5.3

Tabel 5.3 Hasil uji Kruskall Wallis break elongation pasak dalam satuan prosentase (%)

	break.elongation
Chi-Square	6,468
df	3
Asymp. Sig.	,091



Gambar 5.2 Histogram break elongation

C. Hasil uji max stress pasak

Pada hasil uji max stress bahan pasak, secara deskriptif menunjukkan bahwa rerata terkecil max stress terjadi pada kelompok FRC dengan bahan luting semen ionome kaca (kelompok II) yaitu sebesar 2,89 dan rerata terbesar max stress 11,76 terjadi pada kelompok FRC dengan bahan luting RK (kelompok IV) yaitu sebesar 11,78. Hasil uji kolmogorof smirnof dan uji homogenitas menunjukkan bahwa data terdistribusi normal dan tidak homogen. Dilanjutkan dengan uji non parametrik yaitu uji Kruskall Wallis yang menunjukkan bahwa nilai $P < 0,02$. Ini berarti terdapat perbedaan yang bermakna antar kelompok perlakuan. Seperti pada tabel 5.4

Tabel 5.4 Hasil uji Kruskall Wallis max stress pasak dalam satuan MPa

	max.stress
Chi-Square	10,350
df	3
Asymp. Sig.	,016

Pada tabel 5.4 menunjukkan bahwa hasil uji max stress pasak menunjukkan terdapat perbedaan yang bermakna antar kelompok perlakuan dikarenakan nilai $P = 0,02$ ($P < 0,05$). Untuk mengetahui kelompok mana yang berbeda bermakna dilanjutkan dengan uji Mann Whitney U. Seperti pada tabel 5.5

Tabel 5.5 Hasil uji Mann Whitney U pasak

	NiTi + SIK	FRC + SIK	FRC + ZnPO4	FRC + RK
NiTi + SIK	-	0,01*	0,15	0,01*
FRC + SIK	-	-	0,55	0,03*
FRC + ZnPO4	-	-	-	0,42
FRC RK	-	-	-	-

Keterangan:

tanda * : significant / berbeda bermakna

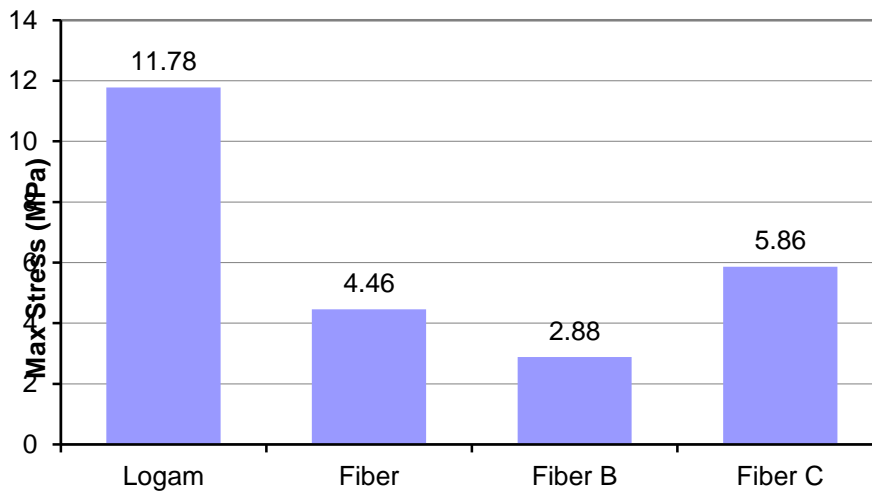
NiTi+SIK : Pasak NiTi dengan bahan luting semen ionomer kaca

FRC+SIK : Pasak fiber resin komposit dengan bahan luting semen ionomer kaca

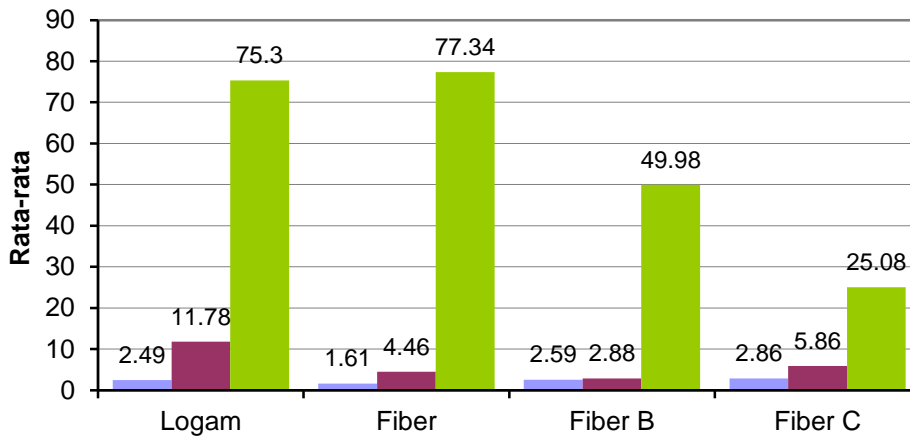
FRC+ZnPO4 : Pasak fiber resin komposit dengan bahan luting semen fosfat

FRC+RK : Pasak fiber resin komposit dengan bahan luting resin komposit flowable

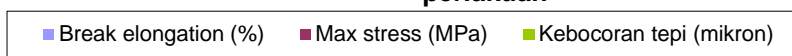
Pada tabel 5.4 hasil uji max stress pasak menunjukkan bahwa terdapat perbedaan yang bermakna antara kelompok NiTi+SIK dengan FRC+SIK; kelompok NiTi+SIK dengan FRC+RK; kelompok FRC+SIK dengan FRC+RK . Terdapat perbedaan yang tidak bermakna antara kelompok NiTi+SIK dengan kelompok FRC+ZnPO4; kelompok FRC+SIK dengan kelompok FRC+ZnPO4; kelompok FRC+ZnPO4 dengan kelompok FRC+RK.



Gambar 5.3 Histogram Max stress



Gambar 5.4 Histogram rerata hasil uji semua kelompok perlakuan



5.2 Pembahasan

Ilmu restorasi dentistry terus berkembang sesuai dengan perkembangan ilmu material dan teknologi. *FRC* merupakan salah satu material yang populer pada saat ini, karena memiliki banyak kegunaan dan kelebihan pada pemakaiannya. Dengan kelebihan tersebut *FRC* dapat digunakan oleh dokter gigi untuk berbagai macam hal, seperti: pasak endodonti, splint periodontal, spacemaintaner estetik, *bridge bondable*, *single bridge* serta retainer ortodonti⁷.

Pasak dan inti pada perawatan endodonti digunakan pada gigi yang bagian dari mahkotanya hilang, bisa lebih dari satu setengah bagian dari mahkota tersebut yang hilang atau seluruh mahkota hilang/patah. Sebelumnya, pasak yang sering digunakan adalah pasak metal tuang dan pasak metal pabrik yang ditempatkan dengan cara menyemenkan dengan semen luting tetapi tetap dapat menimbulkan pergeseran antara pasak dan gigi. Pasak tersebut kurang memperkuat struktur gigi yang akan direstorasi karena hanya mengandalkan retensi mekanis yang diperkuat oleh semen luting saja. Pasak ini juga terkadang dapat menimbulkan bayangan abu-abu.

Seperti telah dijelaskan diatas, ada jenis pasak yang terbuat dari fiber dalam bentuk yang sudah jadi (*fabricated*) yang disebut dengan pasak fiber, yang memiliki keunggulan estetik jika dibandingkan dengan pasak metal. Keuntungan penggunaan pasak fiber adalah non galvanis, tidak rentan korosi, dan mencegah risiko kebocoran mikro. Pasak fiber memiliki sifat fisik, modulus elastisitas, *compressive strength*, dan koefisien ekspansi termal yang hampir sama dengan dentin. Kemampuan menyerap dan menyalurkan gaya sama

dengan gigi, sehingga mencegah fraktur pada akar. Nilai estetik lebih baik dibandingkan dengan pasak logam, tidak ada risiko korosi dan diskolorasi. Keuntungan lain dari pasak fiber adalah dapat dikerjakan dengan sekali kunjungan. Pasak fiber dapat memperbaiki sifat fisik dan mekanis dari komposit.

Selain pasak fiber, saat ini telah dikembangkan *FRC* bentuk pita yang dapat dibentuk sendiri (built up) menjadi pasak dan inti yang disebut dengan pasak *customized*. Pasak *customised* ini selain estetik juga lebih memperkuat struktur gigi, karena dapat dibentuk sesuai dengan bentuk saluran akar sehingga lebih retentif. Pita *FRC* diperkenalkan pada pasar sekitar tahun 1992. Material ini merupakan serat pengikat sekaligus memiliki sifat memperkuat, yang terdiri dari serat polyethylene dengan kekuatan ultra tinggi. Serat ini memiliki kekuatan yang jauh lebih tinggi dibanding serat kaca berkualitas tinggi (*fiber glass*), sehingga membutuhkan gunting khusus untuk memotongnya (Anonymus Ribbon; Ganesh, 2006)

Pita *FRC* ini adalah suatu bahan yang berupa anyaman yang sangat tahan lama, dengan jahitan kunci yang sangat istimewa yang secara efektif menyalurkan tekanan melalui anyaman tanpa menyalurkan kembali tekanan ke resin. Anyaman pita *FRC* mudah dikendalikan, dan beradaptasi dengan baik pada kontur dan lengkung gigi^{7,8,9,10}

Pergerakan dan fraktur gigi biasanya terjadi karena kegagalan restorasi sistem pasak dan inti. Stabilitas inti dan retensi pasak sangat penting untuk mencegah kegagalan restorasi gigi yang telah dirawat secara endodonti. Sistem pasak yang ideal harus dapat menggantikan struktur gigi yang telah hilang, sekaligus memberi retensi yang kuat dan dapat mendukung inti. Memberikan retensi pada restorasi pada saat menyalurkan tekanan oklusal selama berfungsi dan saat istirahat untuk mencegah fraktur akar gigi^{7,9}

Sistem pasak pita *FRC* menggunakan anatomi internal saluran akar, area permukaan, dan ketidakteraturan bentuk saluran akar untuk meningkatkan ikatan antar permukaan yang dapat meningkatkan integritas struktur dentin radikular yang masih tertinggal, serta meningkatkan retensi dan tahanan terhadap pergerakan⁹.

Pada sistem pasak tuang dan pasak buatan pabrik, *undercut* harus dibuang untuk mempermudah masuknya pasak dan adaptasi terhadap dinding saluran akar. Hal ini menyebabkan dentin harus dibuang untuk akses ke saluran akar. Pengambilan dentin akan memperlemah gigi, sehingga rentan mengalami fraktur horizontal dan fraktur akar vertikal. Pada penggunaan pita *FRC*, struktur dentin pada saluran akar dipertahankan, dan dapat digunakan pada bentuk saluran akar yang tidak teratur karena pasak ini tidak membutuhkan jalan masuk^{7,9,11}.

Apabila estetis menjadi fokus utama, pemilihan material restorasi menjadi pertimbangan yang sangat penting. Transmisi cahaya membuat pasak tuang dan pasak buatan pabrik tampak memberi bayangan pada daerah submarginal. Pada pemakaian pasak metal, warna keburaman pasak tersebut tampak berbayang pada daerah gingiva dan servik gigi. Pita *FRC* bersifat translusen, tidak berwarna dan menghilang didalam resin komposit tanpa menunjukkan bayangan warna apapun. Pita *FRC* tidak hanya memberi keunggulan estetis, sifat translusennya menyebabkan *light cure* mudah melewati komposit^{9,12}

Pada hasil uji kebocoran mikro pasak secara deskriptif menunjukkan bahwa rerata tingkat kebocoran terkecil terjadi pada kelompok IV (*FRC* dengan bahan luting resin komposit tipe flowable) yaitu sebesar 25 μ , dan rerata tingkat kebocoran terbesar pada kelompok II (*FRC* dengan bahan luting SIK) yaitu sebesar 77 μ . Secara statistik hasil uji kebocoran mikro pasak menunjukkan terdapat perbedaan yang bermakna antar kelompok perlakuan.

Begitu juga hasil uji break elongation bahan pasak, secara deskriptif menunjukkan bahwa rerata terkecil break elongation terjadi pada kelompok NiTi dengan bahan luting semen ionomer kaca (kelompok I) yaitu sebesar 1,6% dan rerata terbesar break elongation terjadi pada kelompok *FRC* dengan bahan luting ZnPO₄ (kelompok III) yaitu sebesar 2,86%. Secara statistik uji non parametrik yaitu uji Kruskal Wallis menunjukkan bahwa tidak terdapat perbedaan yang bermakna pada semua atau antar kelompok perlakuan.

Pada hasil uji max stress bahan pasak, secara deskriptif menunjukkan bahwa rerata terkecil max stress terjadi pada kelompok *FRC* dengan bahan luting semen ionome kaca (kelompok II) yaitu sebesar 2,89 dan rerata terbesar max stress 11,76 terjadi pada kelompok *FRC* dengan bahan luting RK (kelompok IV) yaitu sebesar 11,78. Secara statitik uji non parametrik yaitu uji Kruskal Wallis yang menunjukkan bahwa terdapat perbedaan yang bermakna antar kelompok perlakuan.

Hal ini diasumsikan komposit resin merupakan campuran resin polimerisasi yang diperkuat oleh *filler* anorganik. Memiliki *compressive strength* sekitar 280 Mpa dengan modulus elastisitas sekitar 10-16 Gpa, yang mendekati dentin. Ketahanan fraktur dari restorasi *bonded* sama dengan gigi. Resin komposit dengan penyinaran yang tepat memiliki sifat mekanis baik dan dapat memperkuat stuktur gigi melalui mekanisme bonding¹³. Kekurangan dari komposit adalah penyusutan yang terjadi selama polimerisasi. Penyusutan ini mengakibatkan masalah dalam jangka waktu yang lama.

Semen Glass Ionomer merupakan materi plastis yang terdiri dari glass aluminosilikat dengan kandungan fluor yang tinggi, berinteraksi dengan asam polialkenoic. Semen glass

ionomer memberikan estetik yang baik, terutama sebagai restorasi pada gigi anterior (Mount, 1994). *Compressive strength* dan kekerasan dari Glass Ionomer rendah. *Compressive strength* glass ionomer adalah yaitu 150 Mpa atau 22.000 psi. *Tensile strength* semen glass ionomer sebesar 6,6 Mpa atau 960 psi. Besarnya kekerasan semen glass ionomer adalah 48 KHN. Semen glass ionomer bersifat rapuh sehingga tidak digunakan untuk tambalan di bagian oklusal yang menahan daya kunyah besar¹⁴.

Glass ionomer bersifat biokompatibel, yaitu menunjukkan efek biologis yang baik terhadap struktur gigi. Ketahanan terhadap reaksi pulpa lebih tinggi daripada zinc oxidaeugenol, tetapi lebih rendah daripada semen zinc phosphate. Kelebihan dari semen glass ionomer adalah bersifat adhesif. Semen glass ionomer mampu berikatan dengan enamel dan dentin secara kimia. Ikatan tersebut bersifat adhesif dan memerlukan ikatan mekanik dengan kavitas yang telah dipreparasi sehingga menghasilkan penutupan yang baik. Keunggulan lain dari semen glass ionomer adalah bersifat antikariogenik, yaitu dapat mencegah terjadinya karies, disebabkan terjadinya pembebasan fluoride oleh semen. Demikian halnya dengan enamel yang berkontak dengan restorasi semen tersebut, akan memperoleh fluoride sehingga dapat meningkatkan daya tahan terhadap asam. Kekurangan dari semen glass ionomer adalah ketahanan terhadap abrasi yang kurang. Semen glass ionomer kurang kuat, tidak dapat menahan gaya mastikasi yang besar. Semen ini juga tidak tahan terhadap keausan penggunaan dibandingkan bahan restorasi estetik lainnya, seperti komposit dan keramik. Restorasi glass ionomer merupakan indikasi pada gigi setelah perawatan endodontik dengan beban kunyah minimal, seperti pada gigi anterior dengan kerusakan jaringan yang tidak terlalu banyak. Restorasi ini merupakan kontraindikasi pada gigi dengan beban kunyah yang besar, seperti pada gigi posterior¹⁴.

Hasil dalam penelitian tidak seperti yang diharapkan. Hal ini diasumsikan adanya beberapa kesalahan dalam metodologi penelitiannya, terutama pengaplikasian bahan luting dan sistem uji bahan pasak. Dalam penelitian ini jenis bahan luting yang digunakan yaitu bahan semen ionomer kaca, semen seng fosfat, dan resin komposit tipe flowable. Seharusnya bahan yang digunakan semen luting resin yang berbahan dasar sama dengan pita FRC berupa resin sehingga semen resin mudah meresap ke jalinan anyaman (fiber resin) pita FRC, dengan demikian tercipta ikatan adhesif antara semen resin dengan pasak pita FRC.

Ikatan adhesif merupakan ikatan yang terjadi antara dua permukaan datar. Bahan perekat (adheren) dalam terminologi kedokteran gigi disebut *bonding agent*, didefinisikan sebagai bahan yang bila diaplikasikan pada permukaan suatu benda dapat melekat, dapat bertahan dari pemisah, dan dapat menyebarkan beban melalui perlekatannya. Perlekatan

dentin dipengaruhi oleh struktur dentin, dimana dentin merupakan suatu jaringan tubuler tersusun atas empat elemen utama yaitu tubulus dentin, daerah peritubular dentin yang sangat terdemineralisasi, kolagen tipe I yang berikatan dengan kristal apatit, dan cairan dentin.

Apabila dentin berkontak dengan bahan-bahan yang dapat menyebabkan dekalsifikasi, maka dapat menyebabkan daerah peritubular dentin hilang dan tubulus dentin menjadi lebar. Bahan adhesif menghasilkan perlekatan mekanis, kimia, ataupun kombinasinya. Bahan adhesif berikatan kimia terhadap permukaan dentin dengan terjadinya penetrasi oleh komposit resin terhadap dentin sampai terbentuknya *hybrid layer*. Jadi selain ikatan antara pasak dan semen, terjadi juga ikatan adhesif dengan struktur dentin dinding saluran akar, inti dan *crowns*, hal ini menyebabkan pasak pita *FRC* lebih retentif, tidak mudah terjadi fraktur, mengurangi mikroleakage, dan infiltrasi bakteri. Sedangkan pada pasak metal dan *FRC* digunakan semen luting semen ionomer kaca, seng fosfat, dan resin komposit tipe flowable, yang hanya mengisi ruangan di dalam saluran akar, tanpa berikatan dengan permukaan pasak maupun dinding saluran akar sehingga menyebabkan pasak kurang retentif dan gigi mudah terjadi fraktur^{9,15}

Daftar Pustaka

1. Trushkowsky R. 2008. Fiber Post Selection and Placement Criteria: A Review. Inside dentistry, 4 (4). Published by AEGIS Communications
2. **Aju-Fatmawati** DW, 2011. Macam-macam restorasi rigid pasca perawatan endodontik. Stomatognathic JKG Universitas Jember, 8 (2).
3. Peutzfeldt A., 2007, *A survey of failed post-retained restorations*, Springer-Verlag
4. Karbhari, M.V, Qiang Wang. 2006. Influence of triaxial braid denier on ribbon based fiber reinforced dental composite. J.Dental, 8(4): 2-8
5. **Aju-Fatmawati** DW, 2014. *Fiberglass Reinforce Composite Fabricated sebagai Alternatif Pengganti Pasak Alloy Endodontik Prefabricated*. Laporan Dosen Pemula Universitas Jember. Belum dipublikasi.
6. Belli S, Gurcan E. 2008. Biomechanical Properties And Clinical Use Of A Polyethylene Fibre Post-Core Material. International Dentistry South Africa, 8 (3): 20-7

7. Ganesh M, Tandon Shobha. Versatility of ribbon in contemporary dental practice. Trends biomater. Artif. Organs,2006;20(1):53-58
8. Anonymus. Ribbon. <http://www.ribbon.com/ribbon.htm>.
9. Douglas A, Terry. Design principles for the direct fiber-reinforced composite resin post and core system. Continuing education; feb 2003.
10. Kakar Mona. Post and core fabrication with resin based materials and reinforcing fibres. <http://www.bitein.com/dcp03.htm>.
11. Strassler H E. 2008. Fiber-Reinforcing Materials for Dental Resins. Inside Dentistry, 4 (5): 2-9.
12. Christensen J Gordon, post concepts are changing. J Am Dent Assoc 2004; 135(9):1308-1310.
13. Cohen S., Hargreaves K. M., 2011, *Cohen's Pathways of The Pulp*, Mosby Elsevier: 10th edition
14. Chai J, Takashi Y, Hisama K, Shimizu H. 2004. Water Sorption and Dimensional Stability of Three Glass Fiber Reinforced Composites. J. Prosthodont., 17 (2): 195–9.
15. Ferracane JL. *Direct esthetic anterior restoratives*. Material in dentistry: principles and application , 2 nd ed. Portland: Departemen of Biomaterial and Biomechanics, 2001: 110-116