



UNIVERSITAS INDONESIA

**Analisa Ketahanan
Gigi Tiruan Jembatan *Fiber-reinforced Composite*
Terhadap Fraktur dan Gambaran Fraktur Yang Terjadi**

TESIS

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar
Spesialis Prostodonsia**

**Dewa Ayu Made Martadewi Badung
0806390894**

**FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
PROGRAM STUDI PROSTODONSIA
JAKARTA
JULI 2012**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

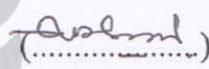
Nama : Dewa Ayu Made Martadewi Badung
NPM : 0806390894
Tanda Tangan : 
Tanggal : 5 juli 2012

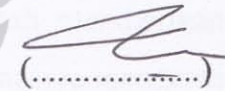
HALAMAN PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh :
Nama : Dewa Ayu Made Martadewi Badung
NPM : 0806390894
Program Studi : Spesialis Prostodonsia
Judul Tesis : **Analisa Ketahanan Gigi Tiruan Jembatan
Fiber-reinforced Composite Terhadap Fraktur
dan Gambaran Fraktur Yang Terjadi**

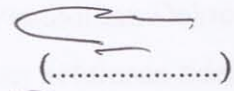
Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Spesialis pada Program Pendidikan Dokter Gigi Prostodonsia Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia.

DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : drg. Roselani W. Odang, MDSc, Sp Pros (K) 

Pembimbing II: drg. Leonard Nelwan, Sp Pros 

Ketua Penguji : Prof. Dr. Lindawati S. Kusdhany, Sp Pros (K) 

Penguji I : drg. Chaidar Masulili, Sp Pros (K) 

Penguji II : drg. Andy Soufyan, MKes. 

Ditetapkan di : Jakarta

Tanggal : 5 juli 2012

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan ke hadirat Tuhan Yang Maha Esa atas berkat dan rahmat-Nya penulis dapat menyelesaikan tesis ini sebagai salah satu syarat untuk menyelesaikan Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis dalam bidang ilmu Prostodonsia di Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia. Penulis menyadari bahwa tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak sulit untuk menyelesaikan tesis ini. Pada kesempatan ini penulis ingin mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. drg. Roselani W. Odang, MDSc., Sp Pros (K) sebagai pembimbing pertama yang telah menyediakan waktu, tenaga, pikiran, serta semangat yang begitu besar dan dengan sabar membimbing penulis dalam menyelesaikan penelitian ini.
2. drg. Leonard Nelwan, Sp Pros sebagai pembimbing kedua yang telah banyak memberikan ide, masukan, daran, dan pengarahan kepada penulis selama pelaksanaan penelitian ini.
3. Prof. Dr. Lindawati S. Kusdhany, drg., Sp Pros (K) sebagai kepala departemen Prostodonsia FKG UI dan juga ketua tim penguji yang telah memberikan dukungan, bimbingan, saran dan kritik yang membangun khususnya mengenai metodologi penelitian dan analisis statistik dalam penelitian ini hingga dapat diselesaikan dan disempurnakan dengan baik.
4. drg. Farisza Gita, Sp pros (K) sebagai koordinator Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis Prostodonsia yang dengan penuh kesabaran dan ketulusan tidak henti-hentinya memberikan semangat sehingga penulis dapat menyelesaikan penulisan tesis serta tugas akademik dan klinik lainnya selama masa pendidikan.
5. drg. Chaidar Masulili, Sp Pros (K) sebagai tim penguji yang telah memberikan masukan, saran, dan kritik yang membangun untuk menilai dan menyempurnakan hasil penelitian ini.
6. drg. Andy Soufyan, MKes. atas bimbingannya selama penulis melaksanakan penelitian di Laboratorium Dental Material FKG UI dan sebagai tim penguji

yang juga sudah memberikan arahan, tanggapan, serta saran dan kritik yang membangun untuk menilai dan menyempurnakan penelitian ini.

7. Seluruh staf pengajar Departemen Prostodonsia yang tidak dapat disebutkan satu persatu yang telah memberikan bekal ilmu, nasehat dan petunjuk selama penulis menjadi peserta PPDGS Prostodonsia.
8. Dekan FKG UI beserta segenap jajarannya yang telah memberikan kesempatan mengikuti Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis Prostodonsia FKG UI.
9. Ayahanda Ir. D.K. Kariana B. (Alm) dan ibunda Made Sumarti K. Yang melahirkan, membesarkan dan mengasuh dengan penuh cinta dan kasih sayang. Gelar spesialis ini penulis persembahkan untuk Aji dan Mama. Terima kasih atas segalanya.
10. IG.N. Andi Kamasan, suami tercinta, ananda Charissa dan Baby yang telah sabar mendampingi saya dalam suka dan duka selama menjalani pendidikan. Kesabaran, cinta dan kasih sayang mereka yang menguatkan penulis untuk menyelesaikan pendidikan.
11. Seluruh teman-teman PPDGS Prostodonsia FKG UI yang saya sayangi dan hormati khususnya angkatan 2008 Mba Chan, Nanin, Norma, Nopa, Pocut, Hendri, Mba Dewi, Ci Deli, Andy, dan Yeyen atas kebersamaan, dukungan moril dan spirituil, dan perhatiannya selama menyelesaikan masa pendidikan ini.
12. Segenap karyawan bagian administrasi FKG UI atas bantuannya demi kelancaran penulis menyelesaikan pendidikan ini.
13. Seluruh staf perpustakaan FKG UI atas bantuan dan kerjasamanya dalam menyediakan fasilitas yang memadai selama penulis menyusun tesis ini.
14. Pak Suroto, Mba Titin, Pak Rapin, Mas Jarot, dan Mas Fadil atas segala bantuannya terutama dalam kegiatan klinik selama masa pendidikan ini.

Semoga Tuhan Yang Maha Esa melimpahkan berkah dan rahmatNya kepada seluruh pihak yang telah membantu saya baik langsung maupun tidak langsung dalam menempuh pendidikan spesialis Prostodonsia di FKG UI.

Akhir kata saya berharap agar penelitian ini dapat memberi manfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan.

Hormat saya,

Penulis



HALAMAN PERNYATAAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS

Sebagai sivitas akademika Universitas Indonesia, saya yang bertandatangan di bawah ini:

Nama : Dewa Ayu Made Martadewi Badung
NPM : 0806390894
Program Studi : Prostodonsia
Departemen : Prostodonsia
Fakultas : Kedokteran Gigi
Jenis Karya : Tesis

demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non Exclusive Royalty Free Right*)** atas tesis saya yang berjudul:

Analisa Ketahanan Gigi Tiruan Jembatan *Fiber-reinforced Composite* Terhadap Fraktur dan Gambaran Fraktur Yang Terjadi

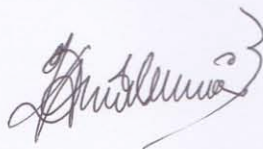
beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan **Hak Bebas Royalti Noneksklusif** ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia / formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat dan mempublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis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

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Jakarta

Pada Tanggal : 5 Juli 2012

Yang Menyatakan



(Dewa Ayu Made Martadewi Badung)

ABSTRAK

Nama : Dewa Ayu Made Martadewi Badung
Program Studi : Spesialis Prostodonsia
Judul : Analisa Ketahanan Gigi Tiruan Jembatan
*Fiber-reinforced Composite Terhadap Fraktur dan
Gambaran Fraktur Yang Terjadi*

Pada praktek kedokteran gigi sehari-hari sering ditemukan kondisi pasien yang kehilangan gigi posterior dan ingin dirawat dengan gigi tiruan jembatan (GTJ), namun pasien tidak menginginkan banyak dilakukan pengasahan pada gigi tetangganya yang akan dijadikan penyangga (*abutment*). Sehingga dibuatkan alternatif GTJ dengan desain menggunakan bahan *fiber reinforced composite* yang dapat membantu meminimalisir pengasahan. Tujuan penelitian ini adalah untuk menganalisa perbedaan besar beban maksimum yang dapat diterima dan gambaran fraktur yang terjadi pada restorasi *Fiber Reinforced Composite Rigid Fixed Bridge (FRCRFB) inlay retainer* dengan pemakaian 1 lapis, 2 lapis, dan 3 lapis *fiber* yang menggantikan kehilangan satu gigi posterior (premolar 2/P2). Penelitian eksperimen laboratorium dilakukan pada bulan Juni 2012 di Laboratorium Ilmu Material Kedokteran Gigi (PPMKG) dan Klinik Prostodonsia FKG UI. Spesimen terdiri dari 27 restorasi FRCRFB dengan *inlay retainer* yang dibuat di atas master model yang terdiri dari *abutment* premolar 1 dan molar 1 kanan atas, yang sudah dipreparasi dengan ukuran panjang mesio-distal kavitas inlay pada gigi P1 4mm, lebar bukal-lingual 4mm, dan kedalaman 3mm; panjang mesio-distal kavitas inlay pada gigi M1 6mm, lebar bukal-lingual 4mm, dan kedalaman 3mm. Panjang span / celah interdental sebesar 7mm sebagai ruang bagi P2. Uji tekan dilakukan dengan *Universal Testing Machine Shimadzu AG 5000 E, crosshead speed* 1mm/menit. Hasil penelitian menunjukkan ketahanan terhadap fraktur dengan rerata besar beban maksimum yang dapat diterima oleh restorasi dengan 1 lapis *fiber* 607,16N, rerata terbesar yaitu 694,10N yang diterima oleh restorasi dengan 2 lapis *fiber*, dan rerata terkecil yaitu 587,58N yang diterima oleh restorasi dengan 3 lapis *fiber*, dengan nilai $p > 0,05$. Sehingga disimpulkan bahwa tidak terdapat perbedaan yang signifikan terhadap ketahanan fraktur dari restorasi FRCRFB dengan *inlay retainer* baik pada pemakaian 1 lapis, 2 lapis, maupun 3 lapis *fiber*. Gambaran fraktur terjadi mayoritas pada daerah pontik.

Kata kunci: Ketahanan fraktur, *Fiber reinforced composite*, dan Gigi tiruan jembatan

ABSTRACT

Name : Dewa Ayu Made Martadewi Badung
Study Program : Prosthodontic Specialist
Title : Fracture Resistance and Fracture Path of Fiber-reinforced Composite Bridge with Inlay Retainer in Posterior

In dental practice, it is frequently found patient with missing one posterior teeth that need rehabilitation with Fixed Partial Denture (FPD), but the patient request minimal tooth preparation on the abutment. Therefore the alternative restoration with fiber reinforced composite was introduced, that only require minimal tooth preparation. The purpose of this study was to evaluate fracture resistance and fracture path of Fiber Reinforced Composite Rigid Fixed Bridge (FRCRFB) with inlay retainer with different quantity of fiber application as reinforcement. The specimen were divided into three groups (n=27) which are restored with 1, 2, and 3 layers of fiber application to rehabilitate missing one posterior teeth (2nd premolar). The specimen consist of 27 restoration FRCRFB with inlay retainer that has been made upon master model which consist of 1st upper right premolar and 1st upper right molar abutment. The master model preparation was as followed: inlay cavity on 1st premolar was 4mm in width of mesio-distal, 4mm in width of bucal-lingual, and 3mm deep; inlay cavity on 1st molar was 6mm in width of mesio-distal, 4mm in width of bucal-lingual, and 3mm deep; the interdental gap was 7mm. Compressive test was done by Universal Testing Machine Shimadzu AG 5000 E, crosshead speed 1mm/minutes. The result shown fracture resistance of 2 layers of fiber application was the highest with mean 694,10N, followed by 1 layer of fiber application (mean 607,16N), and 3 layers of fiber application (mean 587,58N), with $p > 0,05$. The majority fracture path was on the pontic site. Therefore it could be concluded that there was no significant difference of fracture resistance of restoration FRCRFB with inlay retainer with different quantity of fiber application. The fracture part mostly found in pontic area.

Keyword: Fracture resistance, Fiber reinforced composite, Bridge, and Inlay retainer

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR.....	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH.....	vii
ABSTRAK.....	viii
ABSTRACT.....	ix
DAFTAR ISI.....	x
DAFTAR GAMBAR.....	xii
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xiv
1. PENDAHULUAN.....	1
1.1. Latar Belakang Masalah	1
1.2. Rumusan Masalah	3
1.3. Tujuan Penelitian	4
1.4. Manfaat Penelitian.....	4
2. TINJAUAN PUSTAKA.....	7
2.1. Gigi Tiruan Cekat.....	7
2.2. <i>Resin Composite</i>	11
2.3. <i>Fiber-reinforced Composite</i>	12
2.4. <i>Fracture Resistance</i>	14
2.5. Kerangka Teori	16
3. KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS.....	17
3.1. Kerangka Konsep	17
3.2. Definisi Operasional.....	17
3.3. Hipotesis	18
4. METODE PENELITIAN	19
4.1. Desain Penelitian.....	19
4.2. Gambaran Penelitian	19
4.3. Waktu Penelitian	19
4.4. Sampel Penelitian.....	19

4.5. Alat dan Bahan Penelitian	19
4.6. Mekanisme Kerja	21
4.7. Alur Penelitian	24
4.8. Analisis Data.....	24
5. HASIL PENELITIAN	25
6. PEMBAHASAN.....	30
7. KESIMPULAN DAN SARAN	33
7.1. Kesimpulan	33
7.2. Saran.....	33
8. DAFTAR PUSTAKA.....	34
LAMPIRAN.....	36



DAFTAR GAMBAR

Gambar 1	Bagian-bagian GTJ.....	7
Gambar 2	<i>Scanning electron miographs</i> susunan serat FRC.....	12
Gambar 3	Universal testing machine	20
Gambar 4	Jenis <i>resin composite</i> yang digunakan	20
Gambar 5	Jenis <i>fiber</i> yang digunakan	21
Gambar 6	Master model	22
Gambar 7	Master model dengan vacuum formed matrix	22
Gambar 8	Pengujian dengan Universal Testing Machine	23
Gambar 9	Skema alur penelitian	24
Gambar 10	Contoh gambaran fraktur pontik pada spesimen 1 lapis <i>fiber</i>	28
Gambar 11	Contoh gambaran fraktur konektor pada spesimen 1 lapis <i>fiber</i>	28
Gambar 12	Contoh gambaran fraktur pontik pada spesimen 2 lapis <i>fiber</i>	28
Gambar 13	Contoh gambaran fraktur pontik pada spesimen 3 lapis <i>fiber</i>	28

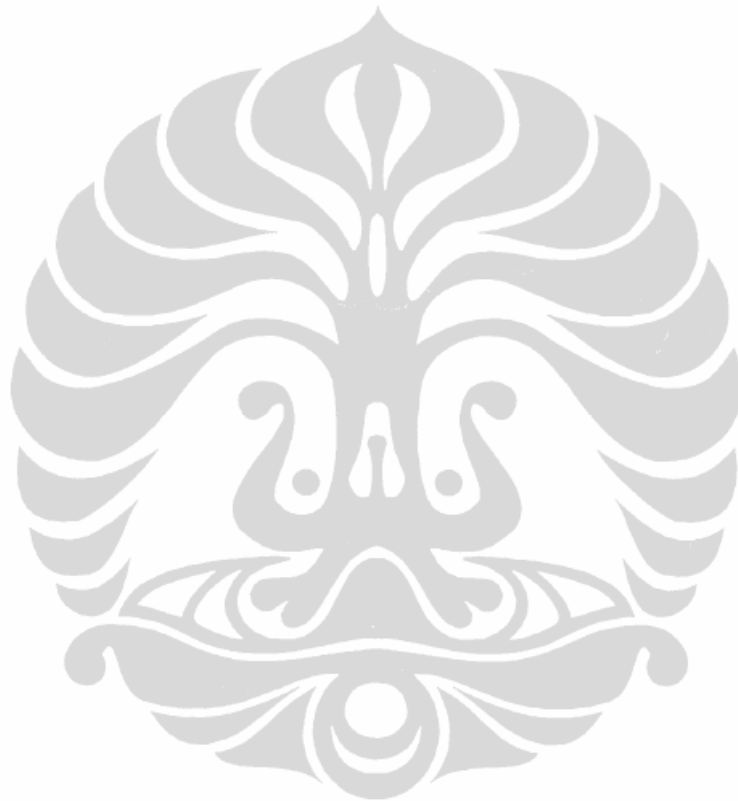
DAFTAR TABEL

Tabel 3.2. Definisi Operasional	17
Tabel 5.1. Hasil Uji Anova satu arah untuk melihat besar beban maksimum yang dapat diterima pada aplikasi jumlah <i>fiber</i> yang berbeda.....	26
Tabel 5.2. Hasil pengamatan gambaran fraktur pada aplikasi jumlah <i>fiber</i> yang berbeda	27



DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1. Uji Normalitas	36
Lampiran 2. Uji <i>I-way</i> ANOVA.....	36
Lampiran 3. Uji Post Hoc LSD.....	37



BAB 1

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang Masalah

Umumnya pasien yang kehilangan gigi posterior akan direhabilitasi dengan pembuatan restorasi gigi tiruan jembatan (GTJ) karena lebih nyaman dan tidak harus dilepas-pasang. Menurut *Glossary of prosthodontic*, GTJ adalah suatu protesa gigi yang menggantikan kehilangan gigi dengan disemen atau dilekatkan secara mekanik pada gigi asli, akar gigi, yang telah dipersiapkan dan atau implan sebagai penyangga yang memberikan dukungan utama bagi gigi tiruan.¹ Selama bertahun-tahun *porcelain fused to metal* (PFM) merupakan bahan restorasi pilihan yang paling banyak digunakan pada perawatan GTJ.

Restorasi PFM terdiri dari substruktur metal yang mendukung *porcelain veneer* yang berikatan secara mekanik dan secara kimiawi (melalui proses pembakaran) dengan metal.² Desain konvensional GTJ dari bahan PFM memiliki kelebihan dan kekurangan, dari segi kekuatan sangat baik, restorasi ini dapat menahan kekuatan kunyah yang besar, namun dari segi estetik kurang menguntungkan karena adanya warna *backing* logam dapat mempengaruhi warna porselen dan menyebabkan efek keabuan pada *abutment* akibat menonjolnya warna metal.^{2,3} Dari segi biologis bahan metal yang digunakan dapat mengalami korosi dan menimbulkan reaksi alergi pada pasien tertentu.² Selain itu lepasnya ion metal dapat memberikan efek yang membahayakan bagi jaringan periodontal.³ Kekurangan lainnya yaitu kebutuhan pengasahan gigi yang cukup banyak yaitu sebesar 1,2 - 1,5 mm pada gigi penyangga untuk memenuhi ketebalan minimal dari bahan metal dan porselen.² Preparasi yang sedemikian besar tentu dapat mempengaruhi vitalitas pulpa. Pasien usia muda dengan gigi penyangga vital dan sehat, dimana pulpanya masih besar juga membutuhkan preparasi minimal.⁴ Permintaan akan restorasi yang mempertahankan sebanyak mungkin struktur gigi, berdasarkan konsep *minimal intervention*, semakin berkembang, dengan diperkenalkannya desain GTJ *Resin Bonded Fixed Partial Denture* (RBFDP).³ Hal ini seiring dengan perkembangan bahan *high-strength composite resin* dan teknik *adhesive bonding*.³ Desain yang menggunakan kombinasi metal-resin

menunjukkan beberapa kekurangan antara lain terjadinya *overcointure* pada *retainer*, timbul karies sekunder dan hilangnya retensi atau terjadi *debonding* / lepasnya ikatan antara metal dengan adhesive resin.⁶ Oleh karena itu restorasi RBFDP kurang populer dan masih dianggap sebagai restorasi sementara.

Pada tahun 1996 diperkenalkan bahan *fiber reinforced composite* (FRC) adalah bahan *resi composite* yang pada pemakaiannya dikombinasikan dengan bahan *fiber*, kombinasi ini bertujuan untuk meningkatkan sifat fisik bahan *resin composite*. Bahan FRC dikategorikan berdasarkan karakteristik jenis serat, gambaran susunan serat, cara pembuatan serat (mesin, pabrik, tangan). Serat yang digunakan dalam bidang kedokteran gigi yaitu serat polyethylene, *glass*, karbon, dengan pola susunan serat *unidirectional*, *braided*, dan *woven*.² *Unidirectional polyethylene fiber* merupakan jenis serat yang paling banyak digunakan di bidang kedokteran gigi. FRC diperuntukkan bagi pembuatan restorasi mahkota tiruan tunggal dan GTJ span pendek.⁶ Restorasi ini merupakan alternatif bagi restorasi RBFDP. Data menunjukkan bahwa FRC paling tepat digunakan untuk restorasi inlay konservatif yang kurang *invasive*, karena FRC memiliki *modulus of elasticity* yang lebih rendah dibandingkan bahan *ceramic*, dengan kata lain bahan ini lebih elastis, memiliki karakteristik yang mendekati karakteristik dentin.^{3,6} Bahan ini juga memiliki estetika yang baik, restorasi GTJ dengan bahan FRC ini mudah dibuat dan mudah direparasi, serta memiliki biokompatibilitas yang baik dalam rongga mulut.⁶ Tampaknya restorasi ini dapat memberikan pemecahan masalah yang ditimbulkan dari restorasi RBFDP untuk menggantikan kehilangan gigi posterior walaupun masih terbatas pada kasus-kasus tertentu. Pemakaian FRC sebagai bahan alternatif, yaitu dalam bentuk seperti pita, sebagai pendukung / substruktur yang dikombinasikan dengan bahan *resin composite*, dalam pembuatan GTJ terus dikembangkan dalam bidang kedokteran gigi. Bahan alternatif *fiber-reinforced* sendiri, menurut Rosenstiel dkk (2006) dan Valittu (1999), dapat meningkatkan *fracture strength* berbagai bahan restorasi.^{2,7} Selain memenuhi segi estetika, aplikasi bahan FRC dalam pembuatan GTJ pun dapat mengatasi masalah yang ditimbulkan oleh restorasi PFM, seperti perubahan warna pada area servikal dan pengasahan yang lebih banyak pada gigi penyangga vital terutama pada pasien muda.^{4,8} Masih banyak pro dan kontra mengenai pemakaian

bahan FRC sebagai restorasi definitif, laporan kasus oleh Valittu (2004) menunjukkan ketahanan aplikasi bahan ini pada pembuatan GTJ yaitu mencapai 93% selama 5,25 tahun pemakaian.⁸ Sedangkan De Kenter dkk melaporkan tingkat ketahanan GTJ FRC mencapai 46 % - 62% selama 5 tahun dan meningkat 66% - 82% setelah dilakukan *rebonding*.⁴ Namun pemakaian bahan FRC ini harus dengan seleksi kasus yang terbatas.

Untuk dapat bertahan dalam rongga mulut suatu bahan restorasi harus memiliki ketahanan terhadap beban kunyah yang diterima (*fracture resistance / fracture strength*), terutama pada gigi posterior. Berbagai gaya (*compressive, shear, torsion, bending*) yang terjadi saat mastikasi akan mempengaruhi daya tahan restorasi tersebut di dalam mulut.⁹ Berbagai penelitian mengenai restorasi *Fiber Reinforced Composite Fixed Partial Denture* (FRCFPD) dilakukan. Diantaranya penelitian mengenai gambaran fraktur pada desain FRCFPD. Penelitian ini dilakukan untuk melihat area terlemah dari restorasi FRCFPD jika menerima beban, apakah di area pontik, retainer, maupun konektor, sehingga pada pembuatan restorasi area tersebut dapat lebih diperhatikan.

Aplikasi FRC yang tidak adekuat antara lain kurang masuknya *fiber* ke dalam mahkota gigi *abutment*, jumlah (lapis) *fiber reinforced* terlalu banyak dan mengurangi ruang bagi bahan *resin composite*, serta *bonding* yang tidak adekuat, tentu dapat mempengaruhi kemampuan penerimaan beban kunyah. Ini menunjukkan bahwa aplikasi bahan FRC sebagai restorasi sangat dipengaruhi oleh berbagai macam hal. Penelitian mengenai konstruksi FRCFPD dengan *inlay retainer* oleh Freilich dkk (1998) menemukan bahwa lebar dan ketebalan FRC pada area konektor merupakan kunci penting yang harus diperhatikan.¹¹ Selain itu penelitian *finite element analysis* (FE) oleh Nakamura dkk (2005) yang menemukan bahwa pada restorasi FRCFPD dengan *inlay retainer* konsentrasi stress terbesar terdapat pada area konektor dan dasar pontik, penelitian ini menunjukkan bahwa ketahanan terhadap fraktur restorasi FRCFPD dengan *inlay retainer* dapat ditingkatkan dengan memperkuat area konektor dan dasar pontik dengan material FRC.³

Oleh karena itu penelitian dilakukan untuk menganalisa perbedaan besarnya gaya / beban yang dapat diterima restorasi FRCFPD dengan *inlay*

retainer untuk menggantikan kehilangan gigi posterior, apabila dilakukan perbedaan penggunaan jumlah lapisan *fiber*. Selain itu juga dianalisa bagaimanakah perbedaan gambaran fraktur yang terjadi apabila dilakukan manipulasi terhadap jumlah lapisan *fiber* tersebut.

1.2. Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang diuraikan di atas maka timbul permasalahan sebagai berikut:

Apakah perbedaan jumlah lapisan *unidirectional polyethylene fiber* pada restorasi FRCFPD dengan *inlay retainer* untuk menggantikan kehilangan satu gigi posterior dapat memberikan perbedaan pada besarnya beban yang dapat diterima dan gambaran fraktur yang terjadi?

1.2.1. Pertanyaan umum:

Berapakah aplikasi jumlah lapisan *unidirectional polyethylene fiber* yang paling baik digunakan pada restorasi FRCFPD dengan *inlay retainer* untuk menggantikan kehilangan satu gigi posterior?

1.2.2. Pertanyaan khusus:

1. Berapakah besar beban yang dapat diterima dan bagaimanakah gambaran fraktur yang terjadi pada FRCRFB dengan *inlay retainer* dengan aplikasi 1 lapis *unidirectional polyethylene fiber*?
2. Berapakah besar beban yang dapat diterima dan bagaimanakah gambaran fraktur yang terjadi pada FRCRFB dengan *inlay retainer* dengan aplikasi 2 lapis *unidirectional polyethylene fiber*?
3. Berapakah besar beban yang dapat diterima dan bagaimanakah gambaran fraktur yang terjadi pada FRCRFB dengan *inlay retainer* dengan aplikasi 3 lapis *unidirectional polyethylene fiber*?

1.3. Tujuan Penelitian

1.3.1. Tujuan umum:

Menganalisa jumlah lapisan *unidirectional polyethylene fiber* yang paling baik digunakan pada FRCRFB dengan *inlay retainer* untuk menggantikan kehilangan satu gigi posterior.

1.3.2. Tujuan khusus:

1. Melihat besar beban yang dapat diterima dan gambaran fraktur yang terjadi pada FRCRFB dengan *inlay retainer* dengan aplikasi 1 lapis *unidirectional polyethylene fiber*.
2. Melihat besar beban yang dapat diterima dan gambaran fraktur yang terjadi pada FRCRFB dengan *inlay retainer* dengan aplikasi 2 lapis *unidirectional polyethylene fiber*.
3. Melihat besar beban yang dapat diterima dan gambaran fraktur yang terjadi pada FRCRFB dengan *inlay retainer* dengan aplikasi 3 lapis *unidirectional polyethylene fiber*.

1.4. Manfaat Penelitian

Penelitian ini dimaksudkan untuk melihat besar beban yang dapat diterima dan gambaran fraktur yang terjadi pada FRCRFB dengan *inlay retainer* dengan perbedaan jumlah aplikasi *unidirectional polyethylene fiber*, sehingga dapat memberi manfaat bagi:

- Perkembangan ilmu pengetahuan

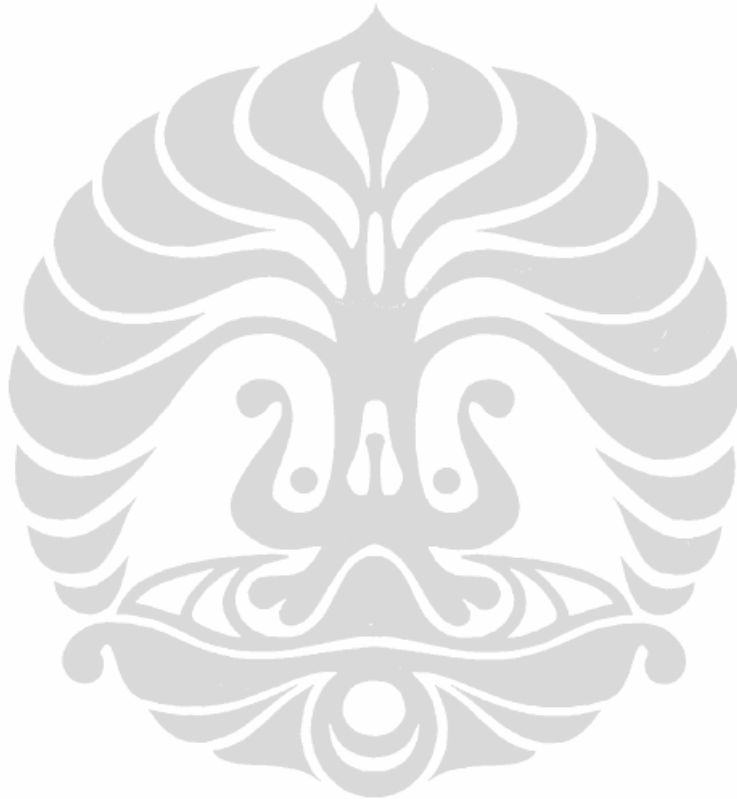
Penelitian ini dapat menambah pengetahuan di bidang kedokteran gigi pada umumnya dan prostodonsia pada khususnya mengenai pengaruh perbedaan aplikasi jumlah lapisan *fiber* dan gambaran fraktur pada FRCRFB dengan *inlay retainer*.

- Dokter gigi

Diharapkan dokter gigi memiliki pengetahuan mengenai restorasi FRCRFB dengan *inlay retainer* untuk dapat diaplikasikan secara klinis dalam praktik kedokteran gigi sesuai dengan indikasinya secara tepat.

- Masyarakat

Memberikan alternatif desain restorasi GTJ dengan waktu pembuatan yang lebih singkat, biaya yang lebih murah, dan preparasi gigi penyangga yang minimal.

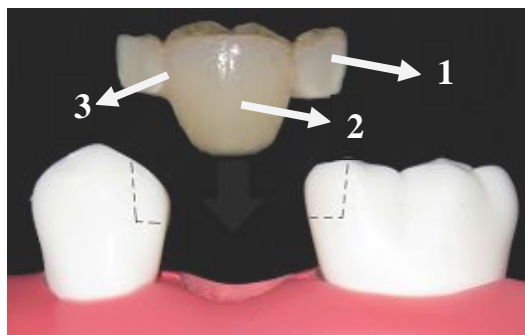


BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Gigi Tiruan Cekat

Gigi tiruan cekat (GTC) adalah desain gigi tiruan yang banyak digunakan dalam praktik kedokteran gigi. Secara umum, GTC dapat digunakan sebagai perawatan untuk menggantikan kehilangan gigi dalam jumlah terbatas dan tertentu (gigi tiruan jembatan / GTJ), memperbaiki kerusakan mahkota dan kelainan struktur mahkota gigi (mahkota tiruan penuh dan mahkota tiruan sebagian), maupun sebagai restorasi akhir paska perawatan endodontik (mahkota tiruan pasak).²

Komponen GTJ terdiri dari pontik (bagian yang menggantikan gigi yang hilang), *retainer* (restorasi yang dipasang pada *abutment*), dan konektor (bagian yang menghubungkan pontik dengan *retainer*). Masing-masing komponen tersebut memiliki desain yang berbeda. Misalnya *retainer* yang terdiri dari berbagai jenis yaitu *intracoronar*, *extracoronar*, dan *dowel retainer*. *Intra coronal retainer* misalnya berupa *inlay retainer*. *Extra coronal retainer* misalnya berupa *full veneer crown*, *partial veneer crown*.² Desain pontik juga diklasifikasikan menjadi 2 : yang berkontak dengan mukosa, yaitu desain *ridge lap*, modifikasi *ridge lap*, *ovate*, dan *conical*, dan tidak berkontak dengan mukosa, yaitu desain *sanitary* dan modifikasi *sanitary*.² Desain konektor dibedakan menjadi *rigid*, *semi rigid*, dan *non rigid*.² Gambar 1 : bagian-bagian GTJ desain *inlay retainer* sebagai perawatan untuk menggantikan kehilangan gigi.²



Gambar 1 Bagian-bagian GTJ desain *inlay retainer*, 1: *inlay retainer*, 2: pontik, 3: konektor

Rigid connector yang ada pada GTJ dapat meminimalisir gaya merugikan yang ditimbulkan saat berfungsi. Karena beban kunyah yang jatuh diteruskan sepanjang sumbu gigi penyangga, menuju ke jaringan periodontal di bawahnya yang berperan sebagai *shock absorber*. Namun, pada keadaan tertentu seperti kesehatan jaringan periodontal gigi penyangga yang kurang baik, kasus kehilangan gigi yang banyak (span panjang), perawatan dengan GTJ merupakan kontraindikasi. Oleh karena itu perbandingan mahkota akar yang tertanam dalam tulang yang sehat harus diperhatikan, minimal 1:1.²

Umumnya GTC yang digunakan secara klinis dari bahan metal yang dilapisi ceramic atau porselen disebut *Porcelain Fused to Metal Fixed Partial Denture* (PFMFPD). Substruktur metal ini memberikan integritas mekanik dan dikombinasikan dengan nilai estetik bahan *porcelain* yang sangat baik, meskipun tidak memiliki warna sebagus restorasi *all porcelain / all ceramic*.^{12,13} Kekurangan dari restorasi PFMFPD yaitu dari segi biologis bahan metal yang digunakan dapat mengalami korosi dan menimbulkan reaksi alergi pada pasien tertentu. Porselen sendiri memiliki sifat *brittle*, mudah fraktur, serta abrasif terhadap email gigi lawannya.² Restorasi ini juga membutuhkan preparasi *abutment* hingga 1.2mm – 1.5mm untuk memenuhi ketebalan minimal dari bahan metal porselen.² Pada tahun 1973 *Resin Bonded Fixed Partial Denture* (RBFDP) diperkenalkan oleh Rochette.^{2,14} Restorasi ini dapat memenuhi kebutuhan preparasi dengan konsep *minimal intervention*.³ Penggunaan restorasi RBFDP pada mulanya diperuntukan bagi gigi-gigi anterior rahang bawah dan kehilangan gigi posterior dengan span pendek. RBFDP dengan pontik tunggal dilaporkan memiliki tingkat ketahanan sebesar 61% hingga 76% setelah 5 tahun.^{12,13} Kelebihan dari restorasi ini yaitu: pengasahan gigi minimal sehingga meminimalkan potensi trauma pada pulpa, preparasi supragingiva, memudahkan teknik pencetakan, waktu pembuatan lebih singkat, biaya lebih murah, dan memungkinkan untuk dilakukannya *rebonding*.² Sedangkan kekurangan dari restorasi ini terletak pada bahan metal yang digunakan, sehingga beberapa kekurangan seperti desain PFM sebelumnya dapat terjadi. Kekurangan lainnya antara lain kebutuhan modifikasi email yang cukup ekstensif untuk mendapatkan desain yang retentif pada permukaan proksimal dan lingual *abutment* untuk menghindari terjadinya kontur berlebih pada *retainer*, timbul karies sekunder, daya tahan di dalam mulut tidak selama restorasi konvensional PFM, selain itu ikatan antara resin dan

metal yang kurang kuat menyebabkan masalah lepasnya ikatan *resin* dari *cast metal* (*debonding*) yang cukup sering terjadi ini menyebabkan RBFDP menjadi kurang populer.^{2,6,15}

Pada tahun 1996 diperkenalkan bahan *fiber-reinforced composite* (FRC) pemakaian suatu bahan FRC yang diperuntukkan bagi restorasi mahkota tiruan tunggal atau GTJ span pendek (FRCPD).⁶ Penggunaan bahan FRC berbentuk *unidirectional*, yang dikombinasikan dengan bahan *resin composite*, menjadi alternatif dalam perawatan penggantian kehilangan 1 gigi dengan kedua calon gigi penyangga vital, sehat, dan dengan kondisi-kondisi lainnya dalam keadaan normal (seperti tidak ada ekstrusi pada ruang protesa, tidak ada kebiasaan buruk seperti *bruxism* dan *clenching*). FRCPD adalah GTC atau *Fixed Partial Denture* (FPD) yang terbuat dari rangka / struktur pendukung berupa *glass fiber* yang dilapisi / *veneered* dengan *resin composite*.¹⁶ Menurut Sadeghi (2007), sifat fisik material FRC, sebagai alternatif pengganti RBFDP, menunjukkan bahwa material ini paling baik jika digunakan sebagai restorasi FRCPD dengan *inlay retainer*. Restorasi ini merupakan restorasi yang memenuhi konsep *minimal intervention* pada preparasi, memiliki estetik yang baik, mudah dalam pembuatan dan perbaikan, serta biokompatibilitas yang baik. Volume *fiber* yang tinggi, mencapai 60%, jika digabungkan dengan matriks resin dikatakan dapat meningkatkan sifat fisik bahan tersebut.⁶ Kekurangan dari bahan FRC yaitu bahan ini memiliki radioopasitas yang kurang sehingga sulit untuk dievaluasi secara radiografis.⁶ Penelitian *in-vitro* yang dilaporkan oleh Turker dan Sener menunjukkan bahwa FRC memiliki *flexure strength* yang lebih besar dibandingkan *metal alloy*, namun memiliki *modulus flexural* yang lebih rendah, sehingga *metal alloy* memiliki *fracture resistance* yang lebih tinggi dibandingkan FRC.^{12,17}

Beban kunyah maksimum orang dewasa rata-rata bisa mencapai 756N, nilai ini bervariasi misalnya pada area molar antara 400-890N, pada area premolar berkisar antara 222-445N dan di area insisif antara 89-111N.^{18,18} Behr dkk dalam penelitiannya melaporkan FRCPD bisa menerima beban hingga 700N, nilai ini cukup tinggi untuk dapat diaplikasikan sebagai restorasi alternatif, akan tetapi, restorasi FRC masih membutuhkan peningkatan sebagai *veneering composite*, karena adanya keausan akibat pemakaian, diskolorasi, fraktur pada *facing*, dan tereksposnya *fiber*, sehingga

restorasi ini hanya diperuntukan bagi restorasi sementara saja.⁶ Jika ditinjau dari studi literatur oleh Turker dan Sener (2008), Valittu PK dkk (2004), Waki dkk (2006) yang menemukan mengenai daya tahan restorasi FRCFPD secara klinis di dalam mulut sekitar 5 tahun, dengan kondisi 60 – 70% membutuhkan perbaikan dalam jangka waktu tersebut, maka dapat disimpulkan bahwa restorasi ini diperuntukkan bagi restorasi sementara.^{3,8,12}

Protesa FRC dapat dibuat dengan desain *retainer* ekstrakorona, intrakorona, maupun kombinasi antara keduanya. Pemilihan desain *retainer* dapat dilakukan berdasarkan kondisi gigi atau kebutuhan perluasan restorasi gigi penyangga. FRCFPD dengan intrakorona *retainer* membutuhkan preparasi gigi penyangga yang lebih konservatif.¹¹ Pemakaian klinis dan penelitian telah menunjukkan bahwa FRCFPD dengan *inlay retainer* dapat memberikan hasil yang memuaskan baik pada pemakaian jangka pendek maupun jangka panjang pada perawatan untuk menggantikan kehilangan gigi. Bagi restorasi FRCFPD, stress fungsional dan beban oklusal pada pontik harus diminimalisasi, *overlap* vertikal dan horizontal tidak boleh melebihi 3 mm, dan gigi penyangga harus memiliki struktur yang vital dan intak untuk dijadikan *abutment* dengan matriks *fiber-reinforced*.¹² Song HY dkk melaporkan bahwa FRCFPD dapat digunakan untuk menggantikan kehilangan gigi premolar (P) atau molar (M) jika span antar *abutment* sekitar 7-10mm.⁶ Edelhoff dkk menyatakan syarat kesuksesan restorasi ini adalah pemilihan pasien yang memiliki kebersihan dan kesehatan rongga mulut yang baik, tidak rentan karies, memiliki susunan gigi yang paralel, *abutment* tidak mengalami kegoyangan, ketinggian minimum *abutment* ≥ 5 mm dan maksimum jarak interdental pada area gigi yang hilang 12mm.⁶ Freilich dkk (2009) menyimpulkan bahwa indikasi FRCFPD yaitu: kebutuhan restorasi yang estetik, pada kondisi yang membutuhkan restorasi tidak berbahan metal; sedangkan kontraindikasi FRCFPD antara lain: pada kasus GTJ span panjang, pada pasien dengan kebiasaan parafungsional (*bruxism, clenching*), dan pada pasien pecandu minuman keras.¹¹ Oleh karena itu seleksi pasien harus hati-hati, rencana desain FRCFPD yang adekuat, preparasi yang tepat, pemilihan bahan yang sesuai, dan teknik *bonding* merupakan faktor penting bagi ketahanan dan kesuksesan restorasi FRCFPD.

2.2. Resin Composite

Komposit yang digunakan di kedokteran gigi adalah material polimer yang diperkuat / *reinforced* dengan bahan *glass, crystalline*, atau partikel resin filer dan / atau *fiber* yang diikat dengan matriks oleh *coupling agent*.¹⁸ Tiga struktur komponen dalam resin komposit yang digunakan di kedokteran gigi, adalah:

1. Matriks, yaitu material resin yang membentuk fase kontinyu dan mengikat partikel *filer*
2. *Filler*, yaitu partikel yang diperkuat / *reinforced* dan / atau *fiber* yang menyebar di dalam matriks
3. *Coupling agent*, yaitu *bonding agent* yang memicu ikatan antara filler dan matriks resin.¹⁸

Komposit kedokteran gigi yang dikembangkan oleh Bowen menggantikan material estetik lainnya seperti resin akrilik, yang memiliki *coefficient of thermal expansion dan polymerization shrinkage* yang tinggi, dan semen silika, yang mudah larut.¹⁹

Perkembangan resin komposit sebagai material restoratif dalam bidang kedokteran gigi yang begitu pesat akhir-akhir ini sangat dipengaruhi oleh peningkatan kebutuhan akan material restoratif yang memiliki performa klinis, sifat fisik, dan mekanik yang memuaskan, baik untuk restorasi pada gigi anterior maupun posterior. Pengembangan yang telah dilakukan antara lain pada komposisi, baik matriks, filer, serta metode polimerisasinya. Perkembangan pada filer diawali dengan munculnya filer berukuran makro 10-100 μm , mikro berukuran 0,01-0,12 μm . Pada tahun 1980 dikembangkan komposit hybrid. Resin komposit mikrohibrid, merupakan campuran antara filer makro dan mikro mengandung partikel filer dengan kisaran ukuran 0,01 - 4 μm .¹⁹ Bahan ini sangat populer, karena memiliki kekuatan yang baik dan ketahanan terhadap abrasi sehingga bahan ini dapat digunakan bagi kavitas Klas I dan II ukuran kecil hingga medium, dimana bentuk kavitas Klas II menyerupai bentuk preparasi *inlay retainer*. Permukaan polesnya hampir sehalus resin komposit mikrofiler.¹⁹ Komposit mikrohibrid ini dipasarkan sebagai *all-purpose universal composites*, karena memiliki estetik yang baik dan ketahanan terhadap beban kunyah untuk dapat digunakan bagi restorasi anterior maupun posterior.²⁰ Perkembangan bahan ini terus

dilakukan oleh manufaktur untuk mendapatkan sifat komposit yang lebih baik. Yaitu dengan memaksimalkan jumlah filler dengan mengontrol ukuran partikel dan distribusinya, maka diperkenalkanlah komposit berskala nano, berukuran 10-100nm, disebut sebagai komposit resin nano (nanokomposit). Nanokomposit ini dilaporkan dapat digunakan untuk restorasi pada gigi anterior dan posterior karena material ini mempunyai kekerasan yang merata dan kehalusan yang prima sehingga menghasilkan estetik yang lebih baik.¹⁹ Keunggulan restorasi dengan bahan komposit resin antara lain mudah dan membutuhkan waktu yang lebih cepat dalam pembuatan restorasi, dapat berikatan secara mekanik dengan gigi, serta mudah diperbaiki.²⁰

2.3. *Fiber-reinforced Composite*

Bahan FRC dikategorikan berdasarkan karakteristik jenis serat, gambaran susunan serat, cara pembuatan serat (mesin, pabrik, tangan). Serat yang paling banyak digunakan dalam bidang kedokteran gigi yaitu serat polyethylene, *glass*, dan karbon, dengan pola susunan serat *unidirectional*, *braided*, dan *woven*.²



Gb.2. Scanning electron micrographs susunan serat FRC.A, Unidirectional long, glass fiber FRC.B, Unidirectional long glass fiber FRC.C, Woven glass fiber FRC.D, Woven polyethylene fiber FRC.E, Braided polyethylene fiber FRC.F, Braided polyethylene fiber FRC.

Sumber : Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics 4th edition. Mosby, Inc. St Louis, 2006.

Polyethylene FRC dapat meningkatkan kekuatan pada *single-tooth stress bearing restoration*, mahkota tiruan sementara dan restorasi *all-composite* dan *all-acrylic*, *retainer orthodontic*, splin periodontal, gigi tiruan, dan *occlusal guard*, serta juga dapat digunakan untuk meningkatkan *fracture strength*.^{7,12} Penelitian *in-vitro*

yang dilakukan oleh Gohring dkk (tahun 1999) menunjukkan peningkatan *fracture strength* mencapai 700N pada *Fiber Reinforced-composite Rigid Fixed Bridge (FRCRFB)* dengan *inlay retainer*.^{4,21} Meskipun demikian hingga saat ini dalam penggunaannya pada restorasi GTJ, material ini masih diindikasikan hanya sebagai restorasi sementara saja karena mengalami kegagalan berulang yang masih dapat diperbaiki.

Berbagai penelitian mengenai FRC telah dilaporkan. Penelitian *stress analysis* menggunakan metode *Finite Element (FE)* dua dimensi (2D) yang dilakukan oleh Shinya dkk menemukan bahwa pada FRCFPD konsentrasi stress paling tinggi tampak pada area konektor, hal ini serupa dengan yang dilaporkan oleh Ooyama dkk, yang melaporkan bahwa konsentrasi stress tertinggi berada di area sekitar konektor.¹⁶ Pada awal 1990-an, Altieri dkk melakukan penelitian awal untuk mengevaluasi restorasi alternatif GTJ yaitu berupa restorasi dengan pontik elemen gigi tiruan akrilik serta *retainer* dan konektor terbuat dari *unidirectional glass fiber / polycarbonate matrix* FRC. Hasil penelitian ini menemukan bahwa pada FRCFPD tipe ini tidak terjadi *catastrophic failure* pada substruktur.¹¹ Penelitian yang dilakukan oleh Gohring, Valittu dan Sevelius terhadap ketahanan FRCFPD dengan *inlay retainer* menunjukkan bahwa setelah 2 tahun, 4 dari 25 protesa yang dibuat harus diganti.²¹ Freilich dkk pada penelitiannya yang membandingkan *high-volume* dan *low-volume* FRCFPD menyimpulkan bahwa faktor penting untuk mencapai keberhasilan restorasi FRCFPD yang optimal adalah preparasi desain yang memberikan ruang yang cukup adekuat bagi FRC, pembuatan catatan interoklusal yang akurat, dan teknik insersi yang tepat.¹¹ Monaco dkk, melakukan penelitian terhadap desain *framework* konvensional (*unidirectional pontic fibers only*) dan desain modifikasi (*unidirectional + woven frame fibers* untuk dukungan di bukal dan lingual), dilaporkan bahwa pada kelompok desain *framework* konvensional semua fraktur terjadi pada area pontik.¹⁷ Pada pemakaiannya secara klinis, performa bahan FRC tidak bergantung hanya pada sifat fisiknya saja, namun juga pada cara penanganan / manipulasi bahan tersebut pada saat proses pembuatan restorasi. Ellakwa dkk (2004) pada penelitian telah menunjukkan bahwa pemakaian *bonding agent* yang digunakan untuk merendam *fiber* dapat memberikan pengaruh sama seperti halnya pengaruh cara peletakan *fiber* pada restorasi.¹⁷

Ternyata pada penelitian tentang keberhasilan FRCFPD terhadap beban kunyah ditemukan perbedaan gambaran fraktur yang terjadi. Pada penelitian *in-vitro*

mengenai posisi peletakan *fiber* yang dilakukan oleh Waki dkk (2006) dilaporkan bahwa gambaran fraktur yang terjadi mayoritas pada daerah konektor.³ Ellakwa dkk (2004) pada penelitiannya yang membandingkan perbedaan aplikasi fiber pd FRCRFB dengan *extracoronar retainer* menemukan bahwa gambaran fraktur pada penelitian tersebut terjadi pada area pontik dari oklusal hingga menembus area servikal pontik.¹⁷

2.4. *Fracture Resistance*

Dalam rongga mulut terjadi situasi yang dinamis, seperti gaya-gaya yang terjadi saat mastikasi. Gaya yang diterima gigi dan / atau material restorasi akan menghasilkan reaksi yang berbeda yang mempengaruhi sifat mekanik material dan pada akhirnya akan mempengaruhi durabilitas / ketahanannya dalam mulut. Berbagai gaya yang terjadi antara lain:

1. *Compression* atau gaya tekan
2. *Tension* atau gaya tarik
3. *Shear (slip)* atau gaya geser
4. *Torsion* atau gaya putar / pilin
5. *Bending* yaitu kombinasi dari berbagai gaya, misalnya ketika suatu objek mengalami *bending* maka pada satu sisi terjadi gaya tekan dan pada sisi lainnya terjadi regangan / tarikan.⁹

Yang penting untuk diingat adalah bahwa pada kenyataannya pada suatu objek jarang sekali terjadi hanya satu macam gaya.⁹

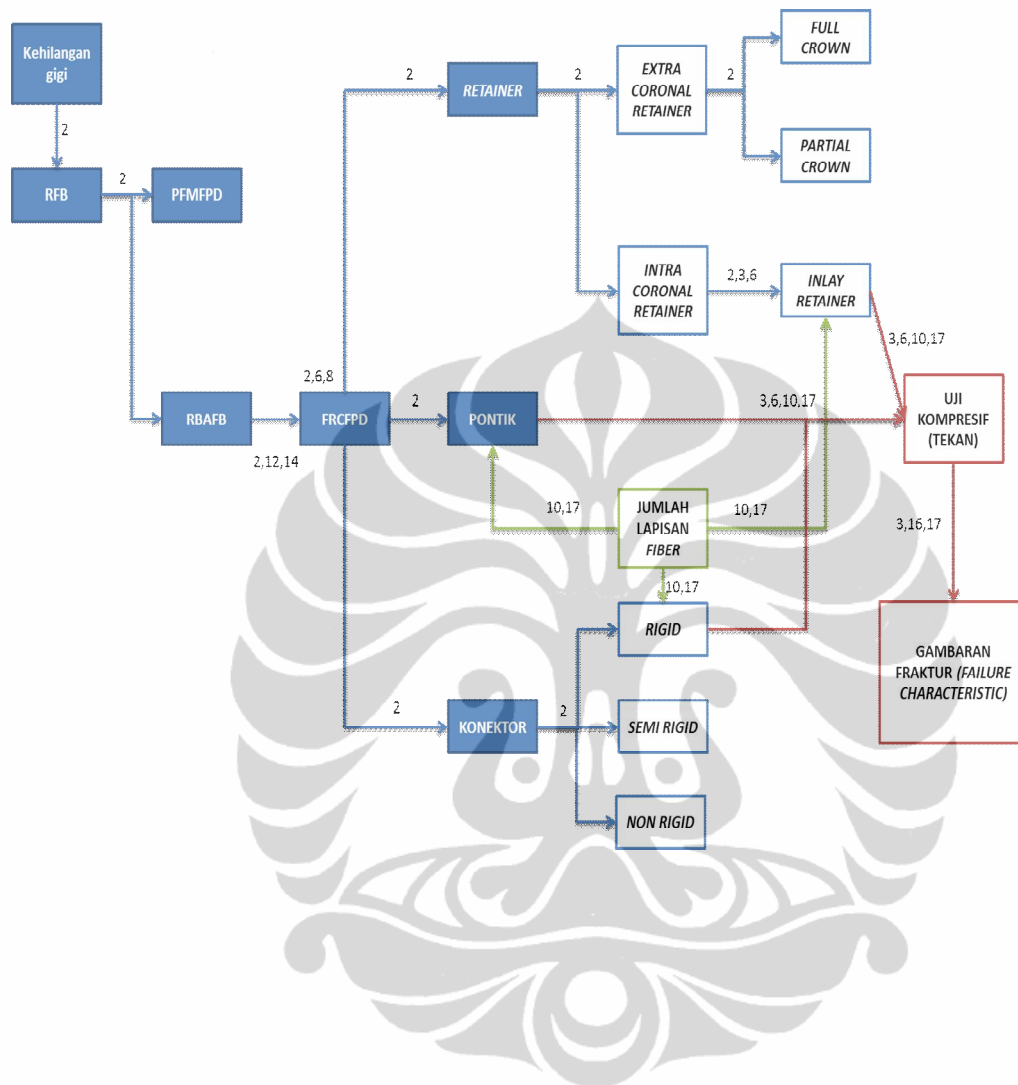
Menurut *Glossary of Prosthodontics* yang dimaksud dengan *fracture strength* yaitu kekuatan fraktur berdasarkan *dimensi* asal spesimen atau dapat diartikan sebagai ketahanan suatu material terhadap beban yang diterimanya hingga terjadi fraktur (*fracture resistance*).¹ Berbagai gaya kompleks yang terjadi pada saat mastikasi (*tensile, compressive, shear, bending*) dapat menyebabkan deformitas material hingga mengalami fraktur. Suatu panduan untuk menguji ketahanan berbagai material kedokteran gigi terhadap fraktur dikeluarkan oleh International Organization for Standardization (ISO).^{9,22}

Fracture resistance FRCRFB dipengaruhi oleh ukuran, bentuk, dan posisi konektor serta span pontik. *Three point bending test* merupakan salah satu pengujian yang umum dilakukan untuk mengukur *flexural strength* bahan FRC.²³ *Flexural strength* atau dikenal juga sebagai *modulus of rupture, bend strength*, atau *fracture*

strength, adalah kemampuan suatu material untuk menahan deformasi atau melengkung yang terjadi ketika menerima beban sebelum akhirnya mengalami fraktur.^{22,24} Ketika beban oklusal diberikan melalui sumbu panjang konektor GTJ, maka *compressive stress* terjadi pada aspek oklusal konektor, dan *tensile stress* terjadi pada bagian konektor yang menghadap gingiva sehingga menyebabkan material mengalami fraktur.²⁴ Pengujian menggunakan *three point bending* ini selain oleh Raigrodski juga dilakukan oleh Dyer dkk.^{10,24}

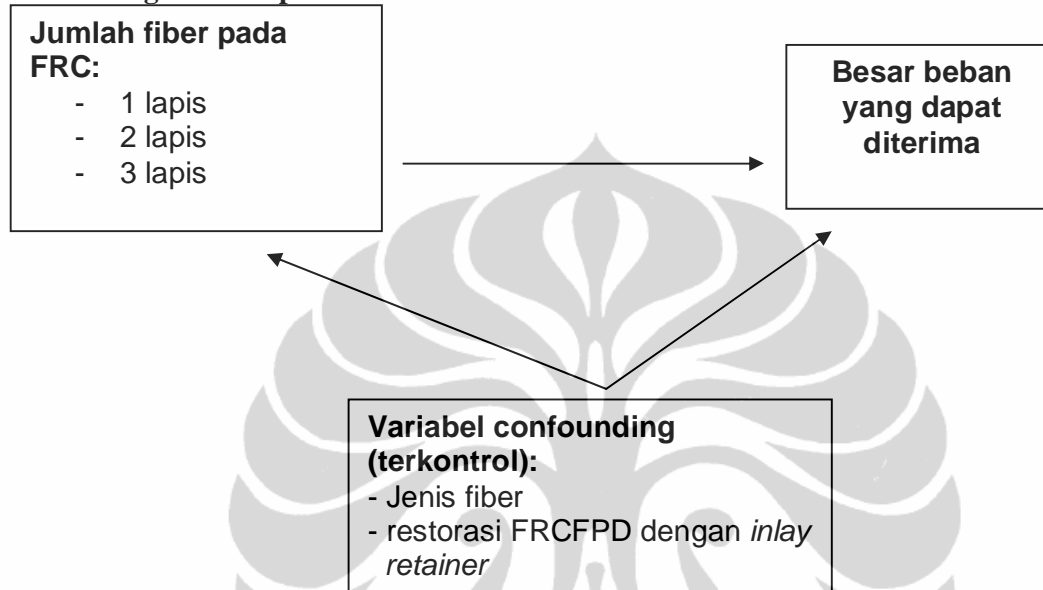


2.5. Kerangka Teori



BAB 3 KERANGKA KONSEP, DEFINISI, DAN HIPOTESIS

3.1. Kerangka Konsep



3.2. Definisi Operasional

Variabel	Batasan	Skala	Nilai	Cara Pengukuran
Variabel Independen / bebas: Desain GTJ FRC inlay retainer dengan perbedaan jumlah aplikasi <i>fiber</i>	Gigi tiruan jembatan dengan desain <i>inlay retainer</i> menggunakan material <i>resin reinforced composite</i> dengan <i>unidirectional polyethylene fiber</i> sebagai substruktur GTJ dan pontik <i>resin composite</i> untuk menggantikan kehilangan 1 gigi posterior.	Nominal	1: FRC (1 lapis <i>fiber</i>) 2: FRC (2 lapis <i>fiber</i>) 3: FRC (3 lapis <i>fiber</i>)	

Variabel Dependen / terikat: Beban	Besarnya beban yang dapat diberikan hingga material mengalami fraktur	Numerik ratio	Satuan Newton	<i>Three point bending test</i> menggunakan <i>universal testing machine</i> . Pemberian beban dilakukan pada titik tengah pontik (permukaan oklusal) hingga spesimen pecah / tidak bisa menahan beban lagi. ^{17,21,24}
--	---	---------------	---------------	--

3.3. Hipotesis

- Peningkatan aplikasi jumlah lapisan *fiber* sebagai pendukung / substruktur restorasi FRCRFB dengan *inlay retainer* akan meningkatkan kemampuan restorasi dalam menerima beban yang lebih besar.
- Perbedaan gambaran fraktur terjadi pada perbedaan aplikasi jumlah fiber pada restorasi FRCRFB dengan *inlay retainer*.

BAB 4 METODE PENELITIAN

4.1. Desain Penelitian

Penelitian yang dilakukan adalah penelitian eksperimental laboratorik.

4.2. Gambaran Penelitian

Penelitian dilakukan di Laboratorium Dental Material Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia.

4.3. Waktu Penelitian

Juni 2012

4.4. Sampel Penelitian

Dengan menggunakan rumus Federer $= (t-1)(n-1) \geq 15$

t = jumlah kelompok perlakuan

n = jumlah sampel

$$(3 - 1)(n - 1) \geq 15$$

$$2(n - 1) \geq 15$$

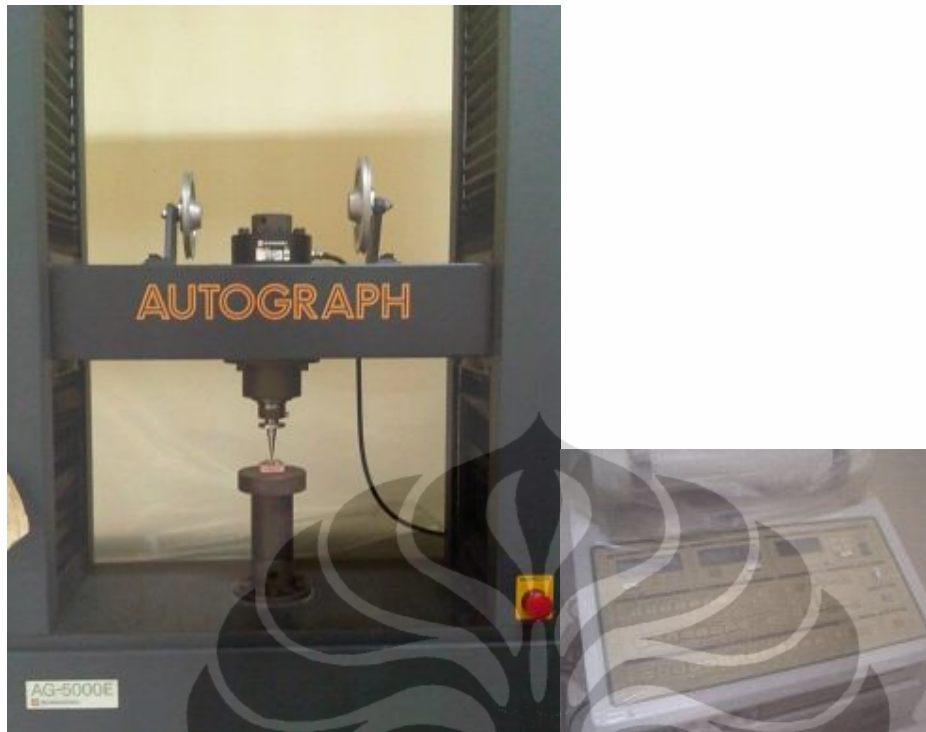
$$n \geq 8.5 \approx 9$$

Maka didapatkan perhitungan besar spesimen yaitu sebesar 27 spesimen. Yang terdiri dari 3 kelompok masing-masing 9 spesimen. Masing-masing spesimen dibuat di atas master model terdiri dari 2 gigi *abutment* yaitu P1 dan M1 atas kanan untuk menggantikan kehilangan P2 kanan atas. Kelompok I: spesimen dengan 1 lapis *fiber*; kelompok II: spesimen dengan 2 lapis *fiber*; kelompok III: spesimen dengan 3 lapis *fiber*.

4.5. Alat dan Bahan Penelitian

Alat:

- Universal Testing Machine Shimadzu AG 5000E



Gambar.3. *Universal Testing Machine*

- *Light cured unit Denstply*
- *Mesin vacuum formed*
- *Gunting*
- *Penggaris*
- *Plastic filling instrument*
- *Pinset*
- *Dappen glass*
- *Sarung tangan*
- *Box untuk menanam master model*

Bahan:

- *Master model dari bahan all metal (cobalt-chromium)*
- *Resin composites tipe Universal hybrid (Charisma-Heraeus Kutzler, Germany)*



Gambar 4. Jenis *resincomposite* yang digunakan

- *Bonding system*
- *unidirectional polyethethylene fiber* (Biodental)
- Stone tipe IV
- Vaseline / olive oil
- Matrix vacuum formed



Gambar 5. Jenis *fiber* yang digunakan

4.6. Mekanisme kerja

4.6.1. Persiapan spesimen

1. Preparasi model gigi P1 dan M1 untuk FRCRFB dengan inlay retainer dengan ukuran sebagai berikut: panjang mesio-distal kavitas inlay pada gigi P1 4mm, lebar bukal-lingual 4mm, dan kedalaman 3mm; panjang mesio-distal kavitas inlay pada gigi M1 6mm, lebar bukal-lingual 4mm, dan kedalaman 3mm. Lakukan pencetakan dari model yang sudah dipreparasi tersebut untuk kemudian dibuat master modelnya.
2. Master model berupa logam elemen gigi P1 dan M1 ditanam dalam stone gips tipe IV.
3. Buat *mocked up* GTJ dengan *inlay retainer* pada P1, M1 dan pontik P2 pada master model (yang sudah ditanam). Setelah terbentuk dibuat *vacuum formed matrix* pada master model tersebut sebagai pedoman pembuatan FRCFPD.
4. Oleskan selapis tipis vaselin pada permukaan *vacuum formed matrix*. Masukkan *resin composites* tipe *universal hybrid* dari Charisma-Haeraus Kultzer pada bagian pontik dari *vacuum formed matrix* sampai kira-kira 2/3 permukaan pontik, kemudian pasang *vacuum formed matrix* di atas master model, kemudian dipolimerisasi dengan *light cure* selama 40 detik. Maka terbentuklah permukaan oklusal spesimen pontik.

5. Pemasangan lapisan FRC:

- Potong *fiber* jenis *unidirectional polyethylene* dari Biodental dengan panjang yang disesuaikan dengan panjang tempat peletakkannya pada master model.
- Teteskan seluruh permukaan *fiber* dengan larutan bonding hingga basah
- Ambil dan tiriskan *fiber* per lapis
- Ambil *fiber* yang sudah ditiriskan sesuai banyaknya lapisan yang diinginkan (1, 2, atau 3 lapis), aplikasi *flowable composites* tipe *nano-hybrid* dari Charisma-Haeraus Kultzer pada fiber dan lekatkan pada bagian bawah dari spesimen pontik tadi, pasang di *vacuum formed matrix* dan letakan di atas master model untuk melihat posisinya sudah tepat di tengah. Kemudian lakukan penyinaran selama 40 detik pada permukaan *fiber*
- Letakkan resin composite pada kavitas *inlay retainer* di master model (P1 dan M1), kemudian letakan *fiber* dan pontik (yang berada di dalam *vacuum formed matrix*) di atas gambaran preparasi pada kedua abutment. Kemudian lakukan penyinaran selama 40 detik untuk polimerisasi. Lepaskan *vacuum formed matrix*. Letakan *resin composite* secara inkremental pada *retainer* hingga area permukaan *retainer* dan konektor terbentuk menyatu dengan pontik dan *fiber*, pasang kembali *vacuum formed matrix* di atas master model, kemudian lakukan penyinaran sekali lagi selama 40 detik untuk polimerisasi.



Gambar 6-7. Master model dengan *vacuum formed matrix*

4.6.2. Pengukuran besar beban yang diterima menggunakan *Universal Testing Machine*^{11,14}

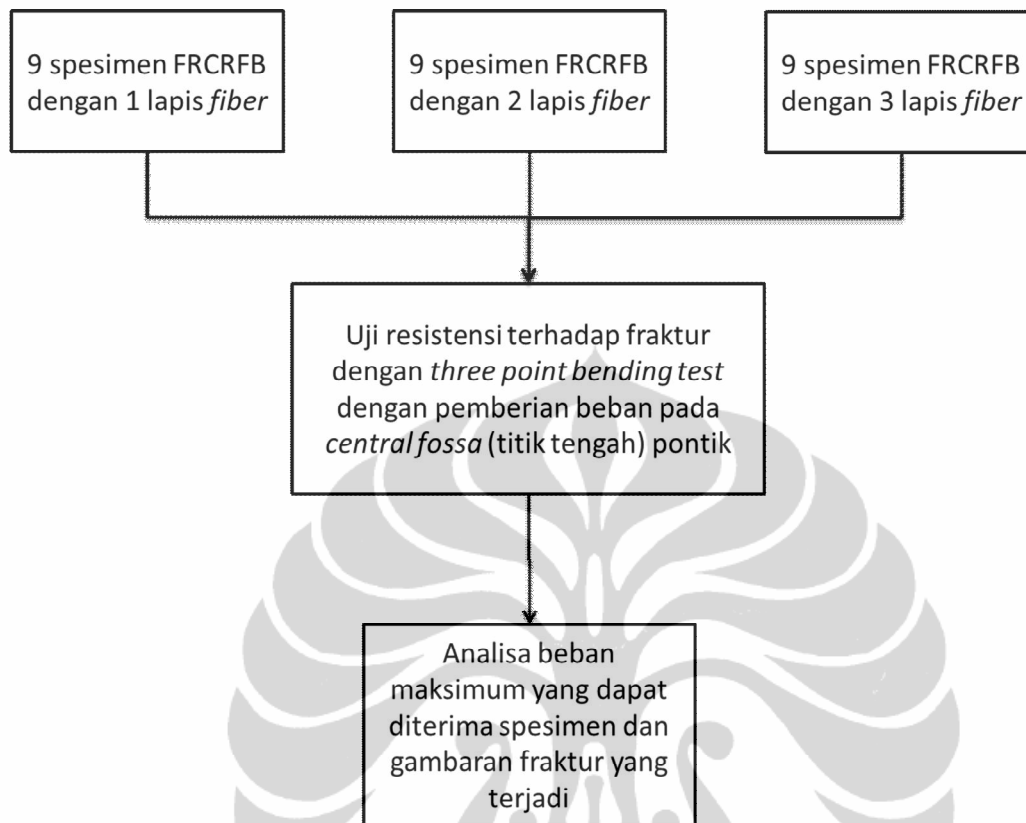
- Alat Universal Testing Machine Shimadzu AG 5000E, dengan ujung berbentuk *pointed* dikalibrasi untuk memberi beban dengan kecepatan 1mm/min



Gambar 8. Pengujian menggunakan Universal Testing Machine

- Prosedur pengujian:
 - 24 jam paska persiapan sampel, ukur dan tandai titik tengah pontik
 - Spesimen yang sudah siap dipasang di atas master model dan ujung alat ukur diletakkan pada titik tengah pontik yang sudah ditandai
 - Aplikasi beban sesuai ketentuan dengan kecepatan 1 mm/min pada permukaan oklusal spesimen hingga mencapai titik fraktur
 - Lakukan pencatatan besar gaya yang menyebabkan spesimen fraktur
 - Konversikan beban ke dalam satuan Newton dan data dianalisa

4.7. Alur Penelitian



Gambar 9. Skema alur kerja

4.8. Analisis Data

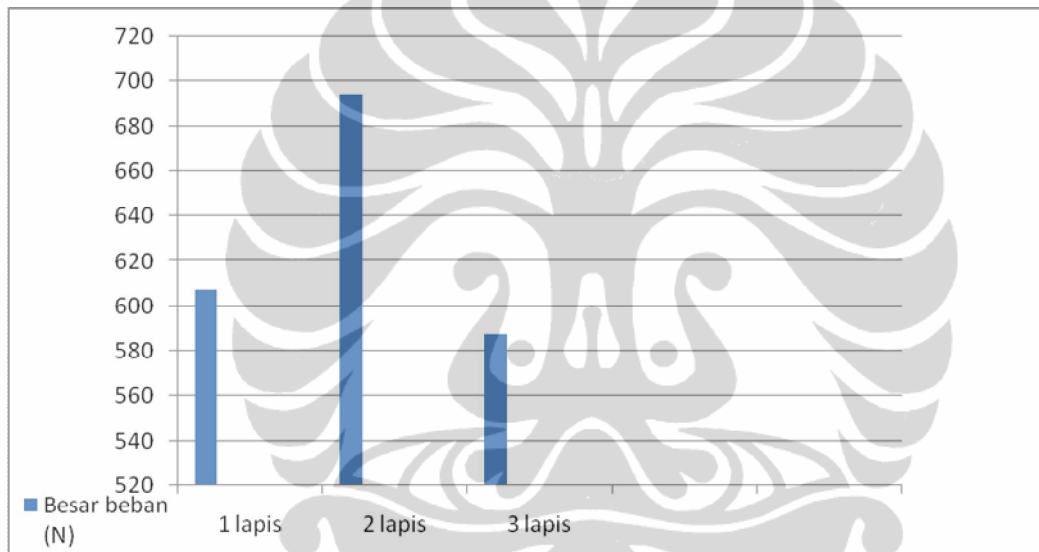
Data yang didapat dianalisis menggunakan piranti lunak dan diinterpretasikan lebih lanjut. Tahap analisis data meliputi:

- Analisis univariat, untuk mengetahui distribusi dari masing-masing variabel
- Analisis bivariat, untuk mengetahui analisis hubungan statistik antara kedua variabel. Diawali dengan uji normalitas Shapiro-Wilk jika data yang diperoleh normal kemudian lakukan *Test of Homogeneity of Variances* dilakukan untuk melihat varians data sama atau tidak. Setelah itu analisis bivariat dilakukan menggunakan uji ANOVA satu arah.

BAB 5 HASIL PENELITIAN

Three point bending test dengan pemberian tekanan / beban pada ketiga kelompok spesimen FRCRFB dengan 1 lapis, 2 lapis, dan 3 lapis *fiber*. Pada tabel 1 dapat dilihat besar beban maksimum yang dapat diterima masing-masing kelompok spesimen.

Diagram 5.1. Distribusi data rerata besar beban maksimum yang dapat diterima pada aplikasi jumlah *fiber* yang berbeda



Pada diagram di atas total jumlah sampel sebesar 27 spesimen dibagi dalam 3 kelompok, kelompok dengan 1 lapis *fiber*, 2 lapis *fiber*, dan 3 lapis *fiber* masing-masing terdiri dari 9 spesimen. Perbedaan rerata besar beban maksimum yang dapat diterima pada aplikasi jumlah *fiber* berbeda. Dimana rerata terendah dimiliki kelompok dengan 3 lapis *fiber* dan rerata tertinggi pada kelompok dengan 2 lapis *fiber*. Nilai minimal / terkecil dari beban maksimal yang dapat diterima spesimen terdapat pada kelompok dengan 3 lapis *fiber* (329.50N) dan nilai terbesarnya dialami kelompok dengan 2 lapis *fiber* (949.28N). Dapat disimpulkan bahwa peningkatan ketebalan lapisan *fiber* tidak menambah kekuatan restorasi GTJ tersebut terhadap penerimaan beban. Dari diagram 1 dapat dilihat bahwa kelompok yang menggunakan

2 lapis *fiber* mampu menerima beban yang paling tinggi dibandingkan kelompok lainnya. Dan kelompok yang menggunakan 3 lapis *fiber* justru hanya mampu menerima beban maksimum yang paling rendah nilainya.

Analisis bivariat pada penelitian ini dilakukan dalam beberapa tahapan. Anova satu arah digunakan untuk menguji apakah terdapat perbedaan besar beban maksimum yang dapat diterima GTJ dengan desain FRCRFB dengan *inlay retainer* dengan aplikasi jumlah *fiber* yang berbeda. Syarat untuk dilakukan uji ANOVA satu arah yaitu sebaran data dan varians data harus normal. Pada penelitian ini untuk melihat normal atau tidaknya sebaran data maka dilakukan uji normalitas Shapiro-Wilk. Dari hasil uji normalitas didapatkan nilai $p > 0.05$, yaitu nilai $p = 0.901$ pada kelompok 1 lapis *fiber*, $p = 0.057$ pada kelompok 2 lapis *fiber*, dan $p = 0.112$ pada kelompok 3 lapis *fiber*, sehingga dapat disimpulkan bahwa sebaran data normal. *Test of Homogeneity of Variances* dilakukan untuk melihat varians data sama atau tidak, pada uji tersebut didapatkan nilai $p = 0.110$, $p > 0.05$ yang berarti varians data sama. Karena sebaran data dan varians data sama, maka pada penelitian ini dapat dilakukan uji ANOVA satu arah.

Tabel 5.1. Hasil pengujian besar beban maksimum yang dapat diterima pada aplikasi jumlah *fiber* yang berbeda menggunakan ANOVA satu arah

		N	Rerata ± SD	P
Jml lapisan <i>fiber</i>	1 lapis	9	607.16 ± 151.58	0.536
	2 lapis	9	694.10 ± 261.06	
	3 lapis	9	587.58 ± 210.93	

Hasil dari penelitian *in vitro* GTJ FRC dengan inlay *retainer* dengan jumlah ketebalan *fiber* yang berbeda menggunakan analisa 1-way ANOVA ($P=0.536$) menunjukkan tidak terdapat perbedaan bermakna ($P>0.05$) antara ketiga kelompok GTJ dengan pemakaian jumlah *fiber* yang berbeda. Atau dengan kata lain kekuatannya sama.

Tabel 5.2. Hasil pengamatan gambaran fraktur pada aplikasi jumlah *fiber* yang berbeda

Gambaran Fraktur	1 lapis <i>fiber</i>		2 lapis <i>fiber</i>		3 lapis <i>fiber</i>		Total	
	n	%	N	%	n	%	N	%
Pontik saja	3	11.1	6	22.2	7	25.9	16	59.3
Konektor P saja	1	3.7	-	-	-	-	1	3.7
Konektor M saja	-	-	-	-	-	-	-	0
Konektor P – Pontik	3	11.1	-	-	2	7.4	5	18.5
Konektor M – Pontik	1	3.7	2	7.4	-	-	3	11.1
Konektor P - M - Pontik	1	3.7	1	3.7	-	-	2	7.4
Total	9		9		9		27	100

Dari tabel di atas dapat kita lihat bahwa pada penelitian ini terjadi beberapa gambaran fraktur yang menunjukkan lokasi terjadinya fraktur. Yaitu pada area pontik, konektor P, dan konektor M saja, dimana lokasi fraktur hanya terjadi pada bagian itu dan tidak pada bagian lainnya. Kemudian gambaran fraktur pada konektor P – pontik, konektor M – pontik, dan konektor P – M – pontik yang menunjukkan bahwa lokasi terjadinya fraktur melebar tidak hanya pada satu bagian GTJ saja tapi juga sampai ke area lainnya, misalnya konektor P – pontik berarti gambaran fraktur terjadi pada daerah konektor P yang meluas hingga pontik.

Gambaran fraktur yang paling banyak ditemui adalah pada area pontik yaitu sebesar 59,3% dari seluruh jumlah spesimen, terutama pada spesimen kelompok dengan 2 dan 3 lapis *fiber*. Gambaran fraktur pada area konektor Premolar yang meluas ke arah pontik ditemui pada 18.5% dari jumlah spesimen. Sedangkan pada spesimen dengan 1 lapis *fiber* gambaran fraktur paling banyak terjadi pada area

konektor P hingga pontik sebesar 11.1%. Gambaran fraktur pada area konektor Molar saja tidak terjadi pada penelitian ini.

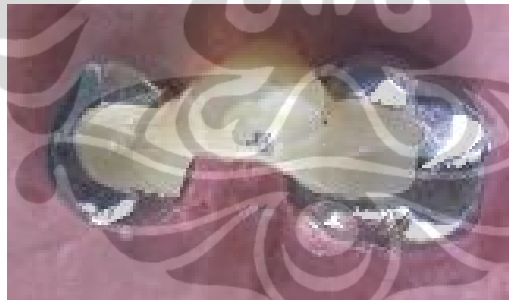
Gambaran fraktur yang didapat pada uji penelitian ini berbeda-beda:



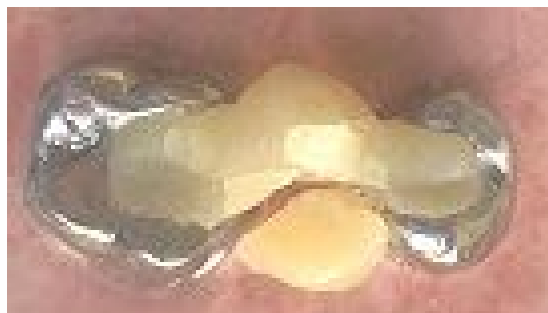
Gb. 10. Contoh gambaran fraktur pada pontik pada spesimen 1 lapis *fiber*



Gb.11. Contoh gambaran fraktur pada konektor P meluas hingga pontik pada spesimen 1 lapis *fiber*



Gb.12. Contoh gambaran fraktur pada pontik pada spesimen 2 lapis *fiber*



Gb.13. Contoh gambaran fraktur pada pontik pada spesimen 3 lapis *fiber*

Gambaran fraktur di atas (gambar 5,6,7,8) merupakan yang paling banyak terjadi pada tiap kelompok. Pada kelompok spesimen 1 lapis *fiber* (gambar 5, 6) paling sering ditemui gambaran fraktur pada area pontik saja (11.1%) dan pada area konektor P yang meluas hingga ke pontik (11.1%). Pada kelompok spesimen 2 dan 3 lapis *fiber* paling sering ditemui gambaran fraktur yang terjadi pada area pontik saja, terutama pontik bagian palatal tanpa merusak struktur *fiber* atau bagian restorasi yang berada tepat di atas *fiber* (gambar 7,8). Pada gambaran fraktur yang terjadi pada area pontik, bagian yang patah dapat benar-benar lepas atau masih melekat pada pontik.



BAB 6 PEMBAHASAN

Penelitian ini dilakukan pada 27 spesimen berupa restorasi FRCRFB dengan *inlay retainer* yang dibagi menjadi 3 kelompok. Masing-masing kelompok dibedakan menurut jumlah fiber yang digunakan yaitu satu, dua, dan tiga lapis *fiber*. Jenis *fiber* yang digunakan adalah *unidirectional polyethylene fiber* dikombinasikan dengan *custom-made pontic* untuk mendapatkan *reinforcing* terbaik seperti yang diungkapkan Turker dkk. Pemakaian *fiber* disini bertujuan sebagai substruktur pendukung restorasi FRCRFB dengan *inlay retainer*.¹²

Penelitian ini dilakukan di Laboratorium Ilmu Material Kedokteran Gigi, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Indonesia. Pengujian dilakukan dengan *Three Point Bending Test* menggunakan alat ukur *Universal Testing Machine*, berujung *pointed* atau seperti ujung pensil, yang sudah dikalibrasi untuk memberikan beban dengan kecepatan 1mm/min seperti penelitian yang dilakukan oleh Ellakwa dkk (2004) dan Waki dkk (2006).^{3,17} Beban yang diberikan terus bertambah hingga mencapai nilai maksimum yang sanggup diterima tiap-tiap spesimen yaitu hingga spesimen mengalami fraktur.

Beban maksimal yang dapat diterima spesimen FRCRFB pada penelitian ini bisa mencapai 900N (pada 14,8% spesimen) ini tentunya masih jauh jika dibandingkan dengan beban maksimum yang dapat diterima oleh restorasi bahan metal. Nilai tersebut masih di atas besar beban kunyah maksimum rata-rata orang dewasa yang bisa mencapai 756N, dimana bervariasi misalnya pada area molar antara 400-890N, pada area premolar berkisar antara 222-445N dan di area insisif antara 89-111N.^{13,18} Walaupun demikian berbagai penelitian mengenai restorasi FRCRFB diantaranya yang dilakukan oleh De Kenter dkk, Valittu PK (2004), Turker dan Sener (2008), Waki dkk (2006) menemukan bahwa restorasi FRCRFB dapat bertahan hingga 5 tahun dengan kondisi sekitar 70% yang bertahan dengan perbaikan, dimana kondisi ini masih kalah dibandingkan desain konvensional PFMFPD, sehingga restorasi FRCRFB hanya digunakan sebagai restorasi sementara / semi permanen.^{3,4,8,12} Penemuan ini juga didukung oleh Behr dkk, yang menyatakan bahwa restorasi FRCRFB masih membutuhkan peningkatan sebagai *veneering composite*, karena adanya keausan akibat pemakaian, diskolorasi, fraktur pada *facing*, dan

tereksposnya *fiber*, sehingga restorasi ini hanya diperuntukkan bagi restorasi sementara saja.

Pada penelitian ini ditemukan gambaran fraktur yang terjadi hanya pada area pontik saja lebih banyak dialami oleh spesimen dengan 2 dan 3 lapis *fiber* (lebih dari 50% total jumlah masing-masing kelompok) dibandingkan spesimen dengan 1 lapis *fiber* (kurang dari 50% total jumlah spesimen pada kelompok I). Beban yang menyebabkan fraktur pada area pontik cukup tinggi yaitu di atas 600N. Selain itu pada penelitian ini juga ditemukan gambaran fraktur yang mengakibatkan frakturnya area konektor, ini banyak dialami oleh spesimen dengan 1 lapis *fiber* (yaitu mencapai 66.7% total jumlah spesimen dengan 1 lapis *fiber*) dibandingkan spesimen dengan 2 dan 3 lapis *fiber* (hanya 11.1% dan 7.4% total jumlah masing-masing kelompok). Beban yang mengakibatkan frakturnya area konektor ini umumnya terjadi di bawah 600N. Terjadinya perbedaan gambaran fraktur pada penelitian ini dipengaruhi oleh beberapa faktor. *FE analysis* yang dilakukan oleh Nakamura dkk (2005) menunjukkan bahwa pada FPD konsentrasi *tensile stress* terbesar terjadi pada area konektor dan dasar pontik.³ Waki dkk (2005) melaporkan 73% gambaran fraktur pada penelitiannya terjadi di area konektor spesimen FPD, yang disebabkan karena adanya *tensile stress* yang tinggi pada area tersebut.³ Menurut Waki dkk (2005) gambaran fraktur ini ditemukan pada FPD yang menggunakan bahan *all-ceramic* dan *composite resin*. Oleh karena itu disarankan pada restorasi FRCRFB dengan *inlay retainer* sebaiknya menggunakan FRC dengan tebal dan lebar yang adekuat pada area konektor, karena dari beberapa *FE analysis* telah dilaporkan bahwa konsentrasi stress cenderung terjadi pada area konektor.³ Waki dkk (2005) juga menyatakan bahwa *reinforcement* menggunakan FRC dapat memusatkan *tensile stress / tension* pada *frame* FRC, yang memiliki *modulus of elasticity* yang tinggi, sehingga menurunkan tingkat stress yang terjadi pada lapisan *composite* yang menutupi *frame* FRC atau dengan kata lain dapat meningkatkan ketahanan fraktur dari FPD.³ Pada spesimen dengan 1 lapis *fiber*, konsentrasi stress terjadi pada area konektor sebagai area yang paling sempit dan ketebalan paling tipis sehingga gambaran fraktur yang terjadi mayoritas pada area tersebut dengan nilai beban maksimum di bawah 600N. Sedangkan pada spesimen dengan 2 dan 3 lapis *fiber*, terjadi peningkatan jumlah *fiber* dan penurunan volume *composite resin*, sehingga dukungan *fiber* semakin besar, konsentrasi stress tidak lagi terpusat pada area konektor melainkan pada *frame* FRC dan beban maksimum yang dapat ditahan (sebelum terjadinya fraktur) pun semakin besar, ini menyebabkan

gambaran fraktur terjadi mayoritas pada area pontik dengan nilai beban maksimum yang cukup tinggi (di atas 600N). Aida dkk (2011) yang melaporkan bahwa pada FRCRFB yang diberikan *lateral loading* dan *vertical loading*, area stress terbesar berada pada area konektor dan didistribusikan ke bagian 1/3 tengah pontik, berlanjut ke struktur *fiber*, terus-menerus hingga stress pada area pontik menjadi lebih besar dibandingkan pada area konektor.¹⁶ Gambaran fraktur ini juga serupa dengan gambaran fraktur yang ditemukan pada penelitian Ellakwa dkk (2004) yaitu dimana mayoritas fraktur pada penelitian tersebut terjadi pada area pontik dan bukan pada area konektor.¹⁷ Adanya faktor kekurangan pada penelitian ini pada proses pembuatan spesimen, seperti sulitnya menyeragamkan peletakan komposit resin secara inkremental pada area *retainer* – konektor untuk dibuat menyatu dengan pontik, tentu dapat mempengaruhi kekuatan dari restorasi, sehingga ada spesimen yang hanya mampu menerima beban maksimum yang kecil nilainya (di bawah 600N) sudah mengalami fraktur.

Penulis menyadari bahwa pada penelitian ini terdapat banyak kelemahan yang mempengaruhi hasil penelitian. Yaitu uji yang dilakukan hanya uji kompresif / uji tekan, sedangkan gaya yang bekerja di dalam mulut pada saat mastikasi sangat dinamis dan terdiri dari berbagai gaya, yaitu *compressive stress* / tekan, *shear stress* / geser, *torsion* / putar, *tension* / tarik, dan *bending* / kombinasi.⁹ Karena itu perlu untuk memperhatikan uji dengan gaya yang berbeda atau cara pengujian yang berbeda sehingga diperoleh hasil yang lebih mendekati situasi rongga mulut. Kesulitan untuk menyeragamkan spesimen, karena pada kenyataannya *vacuum formed matrix* yang digunakan untuk menyeragamkan spesimen, seperti yang sudah dibahas sebelumnya, menyebabkan standarisasi pembuatan spesimen yang dilakukan kurang akurat dan spesimen menjadi tidak homogen. Akibatnya nilai standar deviasi pada tiap kelompok spesimen menjadi demikian besar (>30%). Pada penelitian berikutnya sebaiknya hal ini dapat diperhatikan dengan lebih cermat.

BAB 7 KESIMPULAN DAN SARAN

7.1. Kesimpulan

Penelitian ini menemukan bahwa besar beban maksimal yang dapat diterima restorasi dengan perbedaan aplikasi jumlah *fiber* (1 lapis, 2 lapis, 3 lapis) tidak memiliki perbedaan yang signifikan. Tebal lapisan dari *fiber* tidak berpengaruh terhadap kekuatan FRCFPD.

Gambaran fraktur yang terjadi pada penelitian ini mayoritas pada daerah pontik yang merupakan hasil transmisi gaya dari daerah konektor menuju pontik. Gaya ini diteruskan oleh *fiber* sebagai substruktur / pendukung restorasi yang berfungsi sebagai penguat / *reinforced*.

7.2. Saran

- Pada penelitian berikutnya perlu diperhatikan cara standardisasi pembuatan spesimen yang lebih terkontrol dengan memperhatikan setiap detail pembuatan dan faktor luar yang berperan sehingga bisa didapatkan spesimen yang lebih homogen
- Perlu dilakukan penelitian lebih lanjut yang berhubungan dengan peningkatan ketebalan *fiber* yang diaplikasikan pada GTJ posterior dengan desain GTJ yang berbeda, dengan jenis *fiber* yang berbeda, dengan aplikasi gaya / cara pengujian yang berbeda sehingga bisa didapatkan informasi yang lebih tepat mengenai aplikasi bahan FRC di secara klinis sesuai situasi di dalam rongga mulut.

DAFTAR PUSTAKA

1. Glossary of Prosthodontics. *J Prosthet Dent*;94(1):39
2. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics* 4th edition. Mosby, Inc. St Louis, 2006, hal 272-4, 616-8, 625-30, 649-50, 805-15, 830-35.
3. Waki T, Nakamura T, Kinuta S, Wakabayashi K, Yatani H. Fracture Resistance of Inlay-retained Fixed Partial Denture Reinforced with Fiber-reinforced Composite. *Dental Material Journal* 2006;25(1):1-6
4. Monaco C, Ferrari M, Miceli GP, Scotti R. Clinical Evaluation of Fiber-Reinforced Composite Inlay FPDs. *Int J Prosthodont* 2003;16:318-25.
5. Zarrow M, Paisley CS, Krupinski J, Brunton PA. Fiber-reinforced composite fixed dental prostheses: Two clinical reports. *Quintessence Int* 2010;41:471-7.
6. Sadeghi M. Fracture Strength and Bending of Fiber Reinforced Composites and Metal Frameworks in Fixed Partial Dentures. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran* 2008; 5; 3:99-103
7. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent* 1999;81:3:318-26
8. Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: pilot study. *J Prosthet Dent* 2004;91:3:241-6.
9. Gladwin M, Bagby M. *Clinical Aspects of Dental Material Theory, Practice, and Cases* 3rd edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia. 2009, hal 60-64.
10. Dyer SR, Sorensen JA, Lassila LVJ, Vallittu PK. Damage Mechanics and Load Failure of Fiber-reinforced Composite Fixed Partial Denture. *J Dent Material* 2005;21:1104-10.
11. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg J. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *J Am Dent Assoc* 2002;133:1524-34.
12. Turker SB, Sener ID. Replacement of A Maxillary Central Incisor Using A Polyethylene Fiber-Reinforced Composite Resin Fixed Partial Denture: A Clinical Report. *J Prosthet Dent* 2008; 100:254-8.

13. Vallittu PK, Sevelius C. Resin-Bonded, Glass Fiber-Reinforced Composite Fixed Partial Denture: A Clinical Study. *J Prosthet Dent* 2000;84:413-8.
14. Lin CL, Hsu KW, Wu CH. Multi-factorial retainer design analysis of posterior resin-bonded fixed partial dentures: a finite element study. *Journal of Dentistry* 2005;33:711-20.
15. Vallittu PK. Prosthodontic Treatment With A Glass Fiber-Reinforced Resin-Bonded Fixed Partial Denture: A Clinical Report. *J Prosthet Dent* 1899;82:132-5.
16. Aida N, Shinya A, Yokoyama D, Lassila L, Gomi H, Valittu PK, Shinya A. Three-dimensional finite element analysis of posterior fiber-reinforced composite fixed partial denture Part 2: influence of fiber reinforcement on mesial and distal connector. *Dental Material Journal* 2011;30(1):29-37
17. Ellakwa AE, Shoetall AC, Marquis PM. Influence of Different Techniques of Laboratory Construction on the Fracture Resistance of Fiber-Reinforced Composite (FRC) Bridges. *J of Contemporary Dental Practice* 2004;5;4:1-11.
18. Kenneth JA. *Phillips' Science of Dental Material* 11th ed. Saunders, Elsevier, Florida, 2003, hal 93.
19. William J. O'Brien. *Dental Materials and Their Selection* 4th edition. Quintessence Publishing Co, Inc, Canada. 2008, hal 114-7.
20. Gohring TN, Mormann WH, Lutz F. Clinical and scanning electron microscopic evaluation of fiber-reinforced inlay fixed partial dentures: Preliminary results after one year. *J Prosthet Dent* 1899;82:6:662-8.
21. ISO 4049. *Dentistry – Polymer-based filling, restorative and luting materials* 3rd ed. Switzerland 2000-07-15.
22. Hodgkinson JM. Mechanical Testing of Advanced Fibre Composites. *J Materials Science and Engineering* 200, hal 10-13.
23. Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical Properties of Dental Restorative Materials: Relative Contribution of Laboratory Tests. *J Appl Oral Sci* 2003;11(3):162-7.
24. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: as review. *Dent Clin N Am* 48 (2004):531-44.

LAMPIRAN

Lampiran 1. Normalitas Data

ANOVA					
Besar beban max					
	Sum of Squares	Df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	57852.455	2	28926.227	.640	.536
Within Groups	1084967.501	24	45206.979		
Total	1142818.955	26			

$p=0.536$, $p>0.05$ berarti tidak berbeda bermakna.

tiga lapis	.221	9	.200*	.866	9	.112
fiber						

$p>0.05$ berarti sebaran data normal

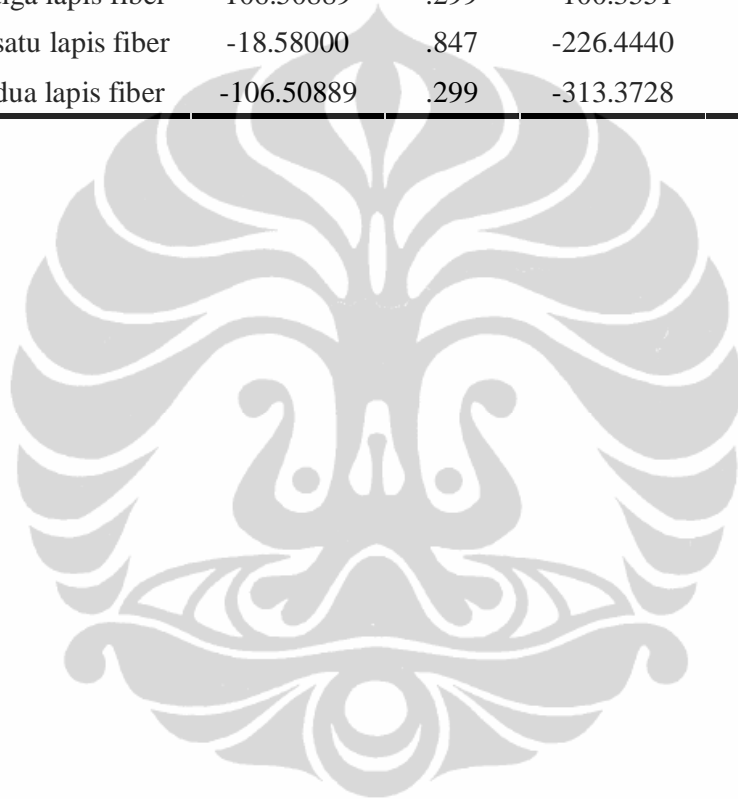
Lampiran 2. Uji *I-way* ANOVA

Test of Homogeneity of Variances			
Besar beban max			
Levene Statistic	df1	df2	Sig.
2.428	2	24	.110

$p=0.110$, $p>0.05$ berarti varian data sama

Lampiran 3. Uji Post Hoc LSD

(I) jumlah lapisan fiber	(J) Perbandingan	Perbedaan Rerata (I-J)	P	IK 95%	
				Minimum	Maksimum
satu lapis fiber	dua lapis fiber	-86.92889	.394	-293.7928	118.9351
	tiga lapis fiber	18.58000	.847	-187.2840	226.4440
dua lapis fiber	satu lapis fiber	86.92889	.394	-118.9351	293.7928
	tiga lapis fiber	106.50889	.299	-100.3551	313.3728
tiga lapis fiber	satu lapis fiber	-18.58000	.847	-226.4440	187.2840
	dua lapis fiber	-106.50889	.299	-313.3728	100.3551



Lampiran 4. Gambaran fraktur * Jumlah lapisan fiber Crosstabulation

			Jumlah lapisan fiber			Total
			satu lapis fiber	dua lapis fiber	tiga lapis fiber	
Gambaran fraktur	Pontik	Count	3	6	7	16
		% within Gambaran fraktur	18.8%	37.5%	43.8%	100.0%
		% within Jumlah lapisan fiber	33.3%	66.7%	77.8%	59.3%
		% of Total	11.1%	22.2%	25.9%	59.3%
Konektor P - Pontik - Konektor M		Count	1	1	0	2
		% within Gambaran fraktur	50.0%	50.0%	.0%	100.0%
		% within Jumlah lapisan fiber	11.1%	11.1%	.0%	7.4%
		% of Total	3.7%	3.7%	.0%	7.4%
Konektor P		Count	1	0	0	1
		% within Gambaran fraktur	100.0%	.0%	.0%	100.0%
		% within Jumlah lapisan fiber	11.1%	.0%	.0%	3.7%
		% of Total	3.7%	.0%	.0%	3.7%
Konektor P - Pontik		Count	3	0	2	5
		% within Gambaran fraktur	60.0%	.0%	40.0%	100.0%
		% within Jumlah lapisan fiber	33.3%	.0%	22.2%	18.5%
		% of Total	11.1%	.0%	7.4%	18.5%
Konektor M - Pontik		Count	1	2	0	3
		% within Gambaran fraktur	33.3%	66.7%	.0%	100.0%
		% within Jumlah lapisan fiber	11.1%	22.2%	.0%	11.1%
		% of Total	3.7%	7.4%	.0%	11.1%
Total		Count	9	9	9	27
		% within Gambaran fraktur	33.3%	33.3%	33.3%	100.0%
		% within Jumlah lapisan fiber	100.0%	100.0%	100.0%	100.0%
		% of Total	33.3%	33.3%	33.3%	100.0%