

## **BAB II**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **A. Telaah Pustaka**

##### **1. *Fiber Reinforced Composite***

Salah satu bahan yang digunakan untuk pembuatan *crown* dan *bridge* adalah *porcelain fused to metal*, tetapi seiring berjalannya waktu bahan tersebut digantikan oleh penggunaan *fiber reinforced composite* yang memiliki beberapa keunggulan (McCabe & Walls, 2008).

##### **a. Definisi *Fiber Reinforced Composite***

*Fiber reinforced composite* (FRC) adalah suatu bahan yang merupakan kombinasi antara matriks polimer dengan *reinforced fiber* (Curtis & Watson, 2009). FRC merupakan material komposit yang terbuat dari matriks yang diperkuat oleh *fiber* (Zhang & Matinlinna, 2012). Material komposit merupakan gabungan dari dua atau lebih material. Masing-masing material memiliki peran pada sifat umum komposit. FRC memiliki kekuatan fleksural dan kekuatan tekan yang lebih baik daripada resin. (Van Noort, 2002).

Penggunaan material FRC sering diaplikasikan sebagai bahan *indirect fixed dental prosthesis* (FDP), *endodontic post*, *periodontal splints*, dan *removable dentures* (Akalin dkk., 2012). Kelebihan FRC

adalah memiliki kekuatan mekanis yang baik, tidak mudah terjadi korosi, lebih estetik karena sewarna gigi (Freilich dkk., 2000), dan tidak memerlukan preparasi yang meluas dan dalam (Rosenstiel dkk., 2001).

## **b. Komposisi *Fiber Reinforced Composite***

### **1) *Fiber***

*Fiber* merupakan komponen penguat pada *fiber reinforced composite*. Bahan tersebut berfungsi untuk menyalurkan beban yang diterima pada komposit (Mallick P.K., 2007). Penambahan *fiber* pada material resin komposit akan menggantikan sebagian volume matriks polimer (Bagherpour, 2012). Jenis *fiber* yang pada umumnya digunakan di bidang kedokteran gigi adalah *fiber glass*, *fiber aramid*, *fiber carbon/graphite*, dan *ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) fiber* (Curtis & Watson, 2009).

Berdasarkan panjang *fiber*, *fiber reinforced composite* dibagi menjadi dua, yaitu *continuous fiber reinforced composite (long fiber composite)* dan *discontinuous fiber reinforced composite (short fiber composite)*. *Continuous fiber reinforced composite* dibagi menjadi *unidirectional fiber*, *bidirectional fiber*, dan *multidirectional fiber*. *Bidirectional fiber* terdapat dua jenis sediaan, yaitu *braided fiber* dan *woven fiber*. *Discontinuous fiber* dibedakan menurut orientasi fiber, yaitu acak (*random*) dan sejajar (*unidirectional*) (Mallick P.K., 2007).

## 2) Resin Komposit

### a) Matriks Polimer

Matriks polimer pada FRC merupakan monomer yang mengalami polimerisasi. Matriks polimer berfungsi untuk meneruskan tekanan kepada *fiber*, menjaga *fiber* pada posisinya, dan memberikan perlindungan *fiber* terhadap lingkungan (Mallick P.K., 2007).

Pada umumnya, monomer yang digunakan sebagai matriks adalah Bis-GMA, yang merupakan reaksi antara *bisphenol-A* dengan *glycidylmethacrylate* (Van Noort, 2002). Monomer tersebut memiliki karbon rantai ganda reaktif yang dapat diinisiasi oleh inisiator radikal bebas pada saat proses polimerisasi (Sakaguchi & Powers, 2012). Bis-GMA merupakan monomer yang mengandung gugus hidroksil dan bersifat hidrofilik (Nihei dkk., 2002).

### b) Filler

*Filler* merupakan suatu partikel bahan pengisi pada resin komposit yang ditambahkan pada matriks polimer untuk meningkatkan sifat fisik dan mekanis bahan, mengurangi volume *shrinkage* selama polimerisasi (Craig & Powers, 2002), dan dapat mempengaruhi fitur estetika, seperti warna, translusensi, dan fluoresensi (Van Noort, 2002). *Filler* yang pada umumnya digunakan adalah *quartz*, *fused silica*, dan berbagai macam jenis

kaca, misalnya aluminosilikat dan borosilikat (McCabe & Walls, 2008).

**c) *Coupling Agent***

*Coupling agent* atau disebut juga bahan pengikat. Bahan ini sangat diperlukan untuk mendapatkan ikatan yang kuat antara matriks dan *fiber* (Anusavice, 2003). Penambahan *coupling agent* menyebabkan tekanan yang diterima oleh matriks polimer dapat disalurkan kepada *filler particles* sehingga dapat meningkatkan sifat fisik dan mekanik dari resin komposit (Craig & Powers, 2002). Adhesi antara matriks dan *fiber* tergantung pada interaksi antar komponennya baik secara mekanis maupun kimiawi. Ikatan mekanis tergantung dari morfologi *fiber* sedangkan ikatan kimiawi tergantung pada reaksi kimia antara kedua bahan (Le Bell-Ronnlof, 2007).

Adhesi antara matriks dan *filler* serta antara matriks dan *fiber* diperkuat dengan adanya bahan *silane* melalui proses silanisasi. *Silane* (*3-methacryloxypropyltrimethoxysilane*) merupakan suatu hibrida dari senyawa kimia *organic* dan *inorganic*, dimana terdapat atom karbon yang berikatan dengan *silicon* (Zhang & Matinlinna, 2012).

Adhesi antara matriks dengan *fiber* melalui ikatan *silane* tidak dapat terjadi dengan mudah karena struktur anyaman pada *fiber* menyebabkan timbulnya celah-celah yang sulit dipenetrasi

oleh senyawa-senyawa monomer dan *coupling agent* (Curtis & Watson, 2009).

### c. Sifat *Fiber Reinforced Composite*

#### 1) Sifat Mekanik

Sifat mekanik FRC salah satunya adalah kekuatan fleksural. Kekuatan fleksural tertinggi pada FRC membutuhkan volume kepadatan *fiber* sekitar 70%. Penyerapan air pada polimer matriks dapat mengurangi kekuatan dan modulus elastisitas FRC. Terdapat hubungan yang nyata antara penyerapan air pada *polimer matriks* dengan pengurangan sifat fleksural FRC. Polimer matriks semi-IPN dapat menyerap air sekitar 15% selama 30 hari pada suhu 37°C. Kekuatan fleksural FRC juga tergantung pada arah *fiber*. *Continuous unidirectional fiber* memberikan kekuatan fleksural dan modulus elastisitas paling tinggi pada FRC jika arah beban yang diterima searah dengan arah *fiber* (Curtis & Watson, 2009).

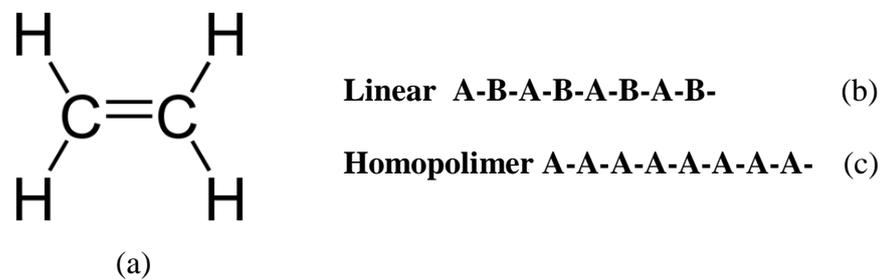
#### 2) Sifat Fisik

Gigi tiruan dari bahan FRC akan selalu berkontak dengan saliva (Tanner dkk., 2003). Hidrolisis dapat terjadi ketika air berdifusi melalui polimer dan mencapai antara permukaan silane *fiber* dan polimer. Hal tersebut dapat menyebabkan penurunan sifat fisik dari bahan FRC (Van Heumen, 2010).

## 2. *Fiber Polyethylene*

### a. Komposisi

*Polyethylene* merupakan suatu polimer yang terdiri dari monomer *ethylene* ( $C_2H_4$ ). Monomer *ethylene* adalah gas dengan berat molekul 28 g/mol (Kurtz, 2009). Jenis *fiber polyethylene* yang sering digunakan dibidang kedokteran gigi umumnya yaitu jenis *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (UHMWPE) (Curtis & Watson, 2009). UHMWPE memiliki struktur rantai *linear homopolymer* (Gambar 1). Struktur rantai *linear homopolymer* tersusun sejajar atas berbagai monomer yang sama. Pada *fiber* ini, rantai molekul tersusun atas 200.000 unit *ethylene* yang berulang dan 400.000 atom karbon (Kurtz, 2009).



**Gambar 1.** (a) struktur rantai molekul *ethylene*, (b) struktur rantai linear, (c) struktur rantai homopolimer (Kurtz, 2009).

## b. Sifat

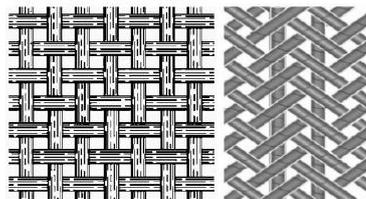
*Polyethylene* merupakan salah satu jenis *fiber* yang berperan meningkatkan sifat mekanis dan estetik saat digunakan sebagai FRC. *Fiber* ini digunakan untuk meningkatkan *impact strength*, modulus elastisitas, dan *flexural strength* (Barutcigil dkk., 2009). UHMWPE memiliki modulus elastisitas dan densitas yang rendah, kekuatan impak

yang tinggi, tahan terhadap air dan kelembaban, dan sebagian besarnya merupakan zat kimia dan radiasi UV (Le Bell-Ronnlof, 2007).

Modulus elastisitas merupakan sifat mekanis yang dimiliki UHMWPE sebesar 0,5-0,8 GPa, *yield strength* sebesar 21-28 MPa, *tensile strength* sebesar 39-48 Mpa, dan *impact strength* sebesar 1070 J/m (Kurtz, 2009). UHMWPE memiliki sifat fisis yaitu, densitas yang rendah yaitu 0.97 g/cm<sup>3</sup> (Strassler, 2008). *Fiber* ini memiliki sifat transparansi yang menciptakan estetika yang baik, dan tahan terhadap air, kelembaban, sebagian besar zat kimia, radiasi UV, serta memiliki *abrasion resistance* yang baik (Le Bell-Rönnlöf, 2007; Barutçigil dkk., 2009). UHMWPE memiliki titik lebur pada suhu 147°C, namun pada suhu di atas 100°C akan menimbulkan sifat *creep* yang besar. Maka pada saat pengaplikasian *fiber* UHMWPE diberi batasan suhu antara 80° – 90°C. Suhu produksi yang aman untuk komposit adalah pada suhu di bawah 125°C, apabila melebihi suhu tersebut maka akan terjadi penurunan kekuatan yang signifikan. *Fiber* UHMWPE memiliki sifat adhesi yang buruk terhadap matriks resin yang menyebabkan perlunya modifikasi permukaan dengan *gas plasma treatment* (Mallick P.K., 2007). Mikroorganisme dalam rongga mulut mempunyai afinitas yang tinggi untuk melekat pada *FRC* dengan *fiber* jenis UHMWPE (Curtis & Watson, 2009). Beberapa studi melaporkan bahwa retensi mikroorganisme pada rongga mulut pada permukaan komposit dengan UHMWPE sebagai penguat lebih tinggi dibandingkan dengan *FRC* dan material restoratif konvensional lainnya (Le

Bell-Rönnlöf, 2007). Hal ini terkait dengan sifat penyerapan terhadap air dari *fiber* UHMWPE sendiri yang tergolong rendah (Kurtz, 2009). Permukaan yang cenderung tidak menyerap atau tidak terbasahi oleh air ini disebut dengan permukaan yang bersifat hidrofobik. Suatu permukaan didefinisikan sebagai permukaan yang *non-wettable (highly hydrophobic)* apabila  $90^\circ \leq \theta \leq 180$  dengan  $\theta$  merupakan derajat *wettability fiber*. UHMWPE merupakan *fiber* dengan permukaan yang bersifat hidrofobik (Pawlak dkk. 2011). Studi mengenai *wettability* biasanya selalu melibatkan penilaian terhadap kontak angle. Kontak angle yang kecil ( $< 90^\circ$ ) berhubungan dengan *wettability* yang tinggi dan sebaliknya, kontak angle yang besar ( $> 90^\circ$ ) berhubungan dengan sifat *wettability* yang rendah (Yuan & Lee, 2013).

UHMWPE terdiri dari 2, yaitu *woven* dan *braided polyethylene fiber* yang diproses secara elektrokimiawi untuk mendapatkan permukaan pita yang reaktif terhadap matriks dengan *fiber*. Anyaman *lock-stitch* pada UHMWPE merupakan anyaman yang sangat ketat, sehingga pita UHMWPE dapat mempertahankan integritas struktural dengan pergeseran *fiber* seminimal mungkin didalamnya (Samadzadeh dkk., 1997).



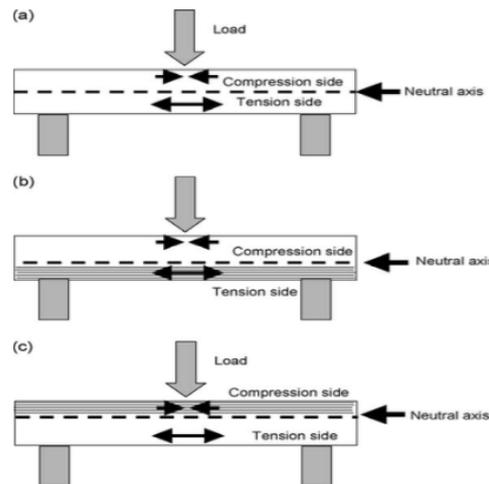
**Gambar 2.** (a) *Woven* , (b) *Braided*

### c. Posisi Pada FRC

FRC merupakan kombinasi antara resin partikulat dengan *fiber* sehingga sifat mekanik dari konstruksi FRC dipengaruhi oleh fraksi volumetrik, lokasi, dan arah *fiber* (van Heumen dkk., 2008). Belum ada posisi dan volume *fiber polyethylene* yang optimal untuk meningkatkan sifat mekanik FRC (Septommy, 2014).

GTC akan menerima berbagai gaya selama digunakan untuk pengunyahan diantaranya gaya *compression*, *tension*, dan *shear*. Maksimum tekanan oklusal dapat mencapai 900 N pada gigi posterior usia dewasa dan tekanan pengunyahan antara 100-300 N. Maksimum frekuensi tekanan oklusal bisa terjadi hingga 3000 kali per hari, hal tersebut menjadi pertimbangan bahwa GTC memiliki beban yang besar untuk waktu yang lama dalam penggunaan sehari-hari (Vallittu, 2001).

Berdasarkan pembagian zona pada FRC yang terbagi menjadi 3, yaitu zona *compression*, *neutral*, dan *tension* maka penempatan *fiber* pada FRC dapat ditempatkan pada salah satu zona tersebut.



**Gambar 3.** Skema area sisi tarikan (*tension side*) dan sisi tekanan (*compression side*). (a) sumbu netral berada pada bagian tengah sampel. (b) *fiber* terletak pada sisi tarikan, (c) *fiber* terletak pada sisi tekanan (Septommy, 2014).

### 3. *Packable Resin Composite*

*Packable resin composite* merupakan bahan material dengan viskositas tinggi yang didesain untuk restorasi gigi posterior yang memiliki beban oklusal (Mitchell, 2008). Interaksi partikel *filler* atau modifikasi matriks resin menyebabkan resin komposit menjadi *packable* (Craig dkk., 2004).

#### a. Komposisi

*Packable resin composite* kandungan filler yang paling tinggi (Mitchell, 2008). Bahan ini terdiri dari *light activated* dan *filler dimethacrylate*. Bonding pada *packable resin composite* menggunakan penyinaran *light cured* (Craig dkk., 2004).

#### b. Sifat

*Packable resin composite* memiliki kekerasan yang tinggi, tingkat keausan yang rendah, dan polimerisasi *shrinkage* yang rendah (0,6-0,9%) serta radiopasitas yang tinggi ( $3,5 \mu\text{m}/\text{year}$ ) sehingga karies sekunder dapat terdiagnosis (Mitchell, 2008).

*Packable resin composite* memiliki sifat hampir menyerupai amalgam dalam pengaplikasian, kondensasi, dan preparasi. Hal berikut juga dipengaruhi oleh keterampilan operator (Mitchell, 2008).

#### **4. Saliva Buatan**

Kelenjar salivarius yang berada di dalam rongga mulut menghasilkan saliva. Saliva adalah suatu cairan tidak bewarna dan memiliki konsistensi seperti lendir yang dihasilkan dari sekresi kelenjar yang membasahi gigi serta mukosa rongga mulut. Komposisi saliva terdiri dari 99% air dan 1% terdiri dari substansi organik dan anorganik (Khurana, 2008).

Saliva memiliki beberapa fungsi pada rongga mulut (Roland, 2005), yaitu:

- a. Menjaga kelembaban dan membasahi rongga mulut
- b. Melumasi dan melunakkan makanan sehingga memudahkan proses menelan dan mengecap rasa makanan
- c. Membersihkan rongga mulut dari sisa-sisa makanan, sisa sel dan bakteri, sehingga dapat mengurangi akumulasi plak gigi dan mencegah infeksi
- d. Menghambat proses dekalsifikasi dengan adanya pengaruh buffer yang dapat menekan naik turunnya derajat keasaman (pH)

Pada penelitian ini akan digunakan saliva buatan dengan pH 6,8.

Komposisi saliva buatan adalah sebagai berikut (Elmitha, 2011):

$\text{NaHCO}_3$  : 58,8 gram

$\text{Na}_2\text{HPO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$  : 42,0 gram

$\text{NaCl}$  : 2,82 gram

$\text{KCl}$  : 3,42 gram

$\text{CaCl}_2$  : 0,24 gram

$\text{MgSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$  : 0,74 gram

## 5. Mikroporositas

Mikroporositas merupakan fraksi volumetric berupa ruang kosong dalam suatu material. Dalam sebuah komposit, ruang kosong adalah ruang yang tidak ditempati oleh resin atau *fiber*. Mikroporositas memiliki ukuran, bentuk dan lokasi yang spesifik di dalam material. Mikroporositas di dalam material sangat sulit untuk mencapai nilai nol. Penyebab terbentuknya mikroporositas adalah udara yang terperangkap dan proses pengaplikasian material (Fenlund, 2016).

Mikroporositas berpengaruh pada sifat mekanik FRC. Mikroporositas dapat berdampak terutama pada sifat tarik longitudinal dan transversal, kekuatan fleksural, kekuatan geser, kekuatan kompresi, dan kekuatan *fatigue* (Ma & Liu, 2012).

## 6. *Adhesive Interface* pada FRC

Transferensi beban dari matriks polimer ke *reinforced fiber* terjadi melalui adanya *adhesive interface*. *Adhesive interface* merupakan suatu ikatan antar permukaan resin komposit dan *fiber* yang dapat memberikan daya tahan untuk FRC (Mosquera, 2015).

Ikatan yang terbentuk adalah suatu ikatan kimia yang dicapai antara polimer matriks dan *fiber* dengan bantuan *coupling* agent, yaitu *silane*. *Silane berfungsi* untuk meningkatkan keterbasahan permukaan *fiber* yang akan menghasilkan pembentukan jembatan kimia dan peningkatan ikatan fisik antara resin dan *fiber* (Mosquera, 2015).

Resin komposit yang digunakan dalam FRC membentuk ikatan antar matriks polimer. Terdapat dua jenis matriks polimer yang digunakan dalam FRC, yaitu membentuk ikatan *cross-linked* antar matriks polimer (termoset) dan ikatan linear antar matriks polimer (termoplastik). Contoh matriks polimer termoset adalah polimer *epoxy*, bis-GMA, dan TEGDMA *copolymer*. Contoh termoplastik adalah *polyethylene* (PE), *polyetheretherketone* (PEEK), *polyacetal* (PA), dan *poliuretan* (PU). Kombinasi termoset dan resin termoplastik telah digunakan sebagai metode impregnasi. Dalam hal ini, matriks polimer adalah polimer *semi interpenetrating network* (semi-IPN), di mana polimer yang berikatan *cross-linked* dan linear digabungkan. Matriks polimer termoset dalam FRC menghasilkan modulus elastisitas lebih tinggi dibandingkan matriks polimer termoplastik atau semi-IPN. Sedangkan

ketangguhan yang lebih tinggi adalah salah satu kelebihan matriks polimer termoplastik dan semi-IPN (Mosquera, 2015).

## 7. *Scanning Electron Microscope (SEM)*

SEM mulai digunakan di Kedokteran Gigi tahun 1962. Alat ini dapat memberikan hasil perbesaran yang tinggi mencapai 50-10.000 kali. SEM sangat dibutuhkan di Kedokteran Gigi karena jaringan dan bahan gigi cenderung berwarna putih atau memiliki warna terang, yang umumnya justru mempersulit penggunaan mikroskop optik (Paradella & Bottino, 2012).

Sinar electron akan memindai permukaan sampel, kemudian menghasilkan berbagai sinyal yang karakteristiknya berbeda berdasarkan oleh berbagai faktor, yaitu energi sinar elektron dan sifat sampel. Setelah electron mengenai sampel maka respon yang dihasilkan akan dikumpulkan oleh detektor. Detektor yang pada umumnya digunakan pada SEM adalah detektor elektron sekunder (ETD - *Everhart - Thornley Detector* atau SE1 / SE2 dengan vakum tinggi atau LFD - *Large Field Detector*, dengan vakum rendah) dan detektor elektron yang memantul dan menyebar (*back-scattered electron detector* / BSED) (Saghiri dkk., 2012).

Gambar yang didapatkan adalah gambar bervakum tinggi, karena permukaan gigi bisa diperbaiki dan dikeringkan. Level vakum yang tinggi mampu memunculkan gambar dengan pembesaran lebih tinggi, namun sampel harus bersifat konduktif. Gigi maupun bahan gigi (komposit, keramik, semen, misalnya) tidak bersifat konduktif, maka sampel perlu diberi percikan Au atau

Au-Pd jika memungkinkan. Lapisan karbon juga dapat digunakan, tergantung jenis penelitiannya (Paradella & Bottino, 2012).

Gigi merupakan sampel nonkonduktif yang cenderung menyerap daya saat dipindai oleh sinar elektron. Oleh karena itu sampel biasanya dilapisi dengan lapisan ultra tipis yang terbuat dari bahan yang bersifat konduktif (biasanya emas) yang disimpan di atas sampel, baik dengan lapisan percikan bervakum rendah atau dengan penguapan bervakum tinggi. Pelapisan berfungsi untuk mencegah akumulasi muatan listrik statis pada sampel selama proses iradiasi electron (Paradella & Bottino, 2012).

Proses fiksasi untuk pengamatan sel di bawah SEM memerlukan *etoksium tetrosida* dan *glutaraldehyd* murni. Proses ini biasanya dilakukan dengan melakukan inkubasi dalam larutan bahan kimia buffer, seperti *glutaraldehyd*, yang terkadang dikombinasikan dengan *formaldehid* dan senyawa lainnya. Secara opsional proses ini bisa dilanjutkan dengan post-fiksasi menggunakan osmium tetrosida. Perekatan sel ke permukaan dan interaksi biologis lainnya dapat terjadi secara berbeda, sesuai dengan proses fiksasi (Rosslenbroich dkk., 2012).

Rata-rata voltase yang digunakan untuk menganalisa sampel di kedokteran gigi bervariasi dari 12,5 sampai 20, dan spotnya berkisar antara 4 dan 7 (Paradella & Bottino, 2012).

## **8. Kekuatan Fleksural**

Kekuatan fleksural telah banyak digunakan untuk menentukan sifat mekanik suatu bahan restoratif. *Bi-axial flexure strength testing* pada

komposit memberikan hasil pengujian yang lebih akurat dibandingkan *three-point flexure testing*. *Bi-axial flexure strength testing* memiliki kelebihan pada penggunaan jumlah bahan percobaan yang kecil, tetapi reproduktifitas yang rendah dari tes ini tidak mendukung pernyataan bahwa *bi-axial flexure strength testing* lebih akurat dibandingkan *three-point bending test* (Torabi, 2012).

*Three-point bending test* berdasarkan pada ISO no. 4049/2000, pada umumnya digunakan untuk penelitian kedokteran gigi. Uji fleksural dikategorikan sebagai metode uji yang disarankan karena pembuatan bahan percobaan dan penerapannya yang sederhana. Meskipun banyak studi yang merekomendasikan alternatif metode uji fleksural, *three-point bending test* masih menjadi pilihan untuk mengevaluasi kekuatan fleksural suatu komposit karena standar deviasi dan koefisien variasi yang lebih rendah, dan menghasilkan distribusi stress yang kurang kompleks dibandingkan metode uji yang lain, seperti *bi-axial flexure strength testing* (Torabi, 2012).

Kekuatan fleksural komposit untuk prostodontik adalah 123 Mpa, angka ini lebih tinggi dibandingkan *glass ionomer cements* dan *resin modified glass ionomers* yang umumnya masing-masing memiliki kekuatan fleksural 10-30 Mpa dan 40-60 Mpa. Selain itu, suatu penelitian eksperimental FRC menghasilkan kekuatan fleksural mendekati 140 Mpa dan *silica fused whisker composites* menghasilkan kekuatan fleksural mendekati 200 Mpa. Peningkatan jumlah *fiber* pada FRC tidak menghasilkan kenaikan nilai kekuatan fleksural (Xu dkk., 2003).

Rumus perhitungan kekuatan fleksural (Mpa) berdasarkan ISO no. 4049 adalah sebagai berikut:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

dimana,

$\sigma$  = nilai kekuatan fleksural

F = gaya maksimal yang diberikan pada sampel (N)

I = jarak (mm), keakuratannya adalah 0,01 mm

b = lebar sampel (mm)

h = tinggi sampel (mm)

## B. Landasan Teori

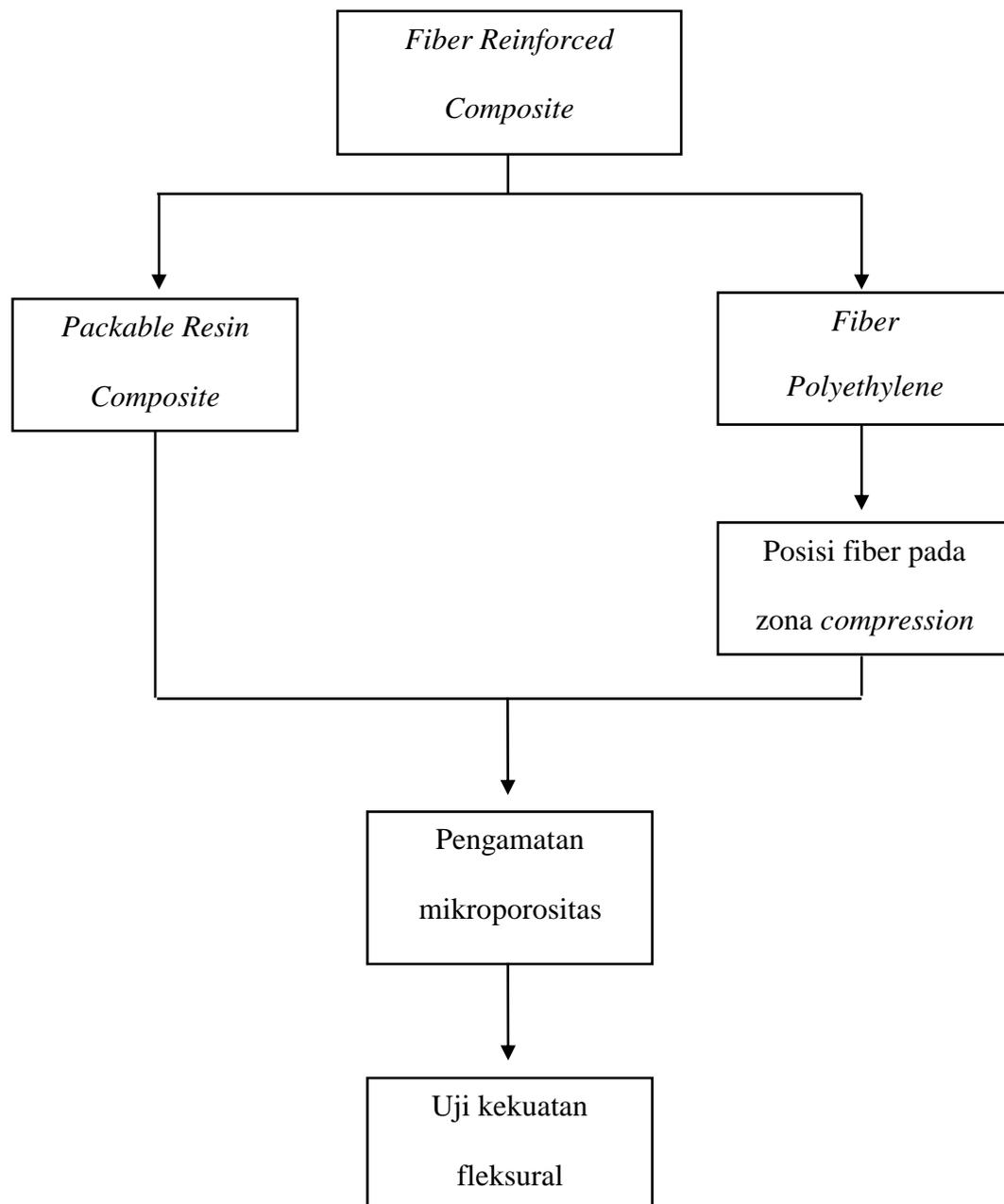
*Fiber reinforced composite* (FRC) adalah suatu bahan yang digunakan untuk pembuatan gigi tiruan cekat, yaitu *crown* dan *bridge*. FRC merupakan bahan terdiri dari dua material, yaitu kombinasi antara *fiber* dan resin. Sifat FRC lebih unggul dari bahan lain karena kekuatan tekannya yang tinggi, tidak mudah korosi, dan sewarna dengan gigi. Kekuatan tekan tersebut meningkat karena adanya *fiber* dan kandungan *filler* pada resin.

*Fiber* pada FRC terdiri dari beberapa macam, yaitu *fiber glass*, *fiber polyethylene*, dan *fiber carbon*. Pada penelitian ini menggunakan *fiber polyethylene*. *Fiber polyethylene* memiliki modulus elastisitas dan densitas yang rendah, kekuatan impak yang tinggi, dan tahan terhadap air, serta kelembaban tetapi tidak efektif dalam pembasahan dengan matriks polimer. *Fiber polyethylene* sering digunakan adalah *braided Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (UHMWPE) *fiber*. Kekuatan *fiber* dipengaruhi oleh posisi fiber pada FRC yang dibagi menjadi 3 bagian, yaitu *compression*, *netral*, dan *tension*.

*Fiber* dikombinasikan dengan matriks dari resin komposit. Pada penelitian ini menggunakan *packable resin composite*. Bahan ini mempunyai kandungan filler yang paling tinggi. Partikelnya berukuran nanohybrid (0,1-10 mikron) yang memiliki kandungan *filler* 81,8% dari berat seluruhnya (67,8% dari volume seluruhnya). Sifat dari bahan tersebut, yaitu memiliki kekerasan yang tinggi, tingkat keausan yang rendah, polimerisasi *shrinkage* yang rendah, dan radiopasitas yang tinggi. Kelemahan dari bahan ini adalah kurangnya elastisitas.

Salah satu fungsi gigi adalah sebagai alat pengunyahan sehingga gigi akan menerima tekanan. Gigi tiruan harus memiliki kekuatan tekan yang tinggi. Kekuatan tekan tersebut dipengaruhi oleh kekuatan fleksural dan mikroporositas. Untuk mengetahui pengaruh posisi *fiber* dan mikroporositas terhadap kekuatan fleksural maka akan dilakukan uji kekuatan fleksural dengan menggunakan *universal testing machine* (UTM) dan pengamatan mikroporositas akan dilakukan dengan menggunakan *scanning electron microscope* (SEM).

### C. Kerangka Konsep



**Gambar 4.** Kerangka Konsep

**F. Hipotesis**

Terdapat pengaruh posisi *fiber polyethylene* pada zona *compression* dan mikroporositas terhadap kekuatan fleksural FRC.