

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

A. Telaah Pustaka

1. *Fiber Reinforced Composite*

a. Pengertian

Fiber reinforced composite (FRC) merupakan suatu bahan kombinasi yang terdiri dari matriks polimer dan *reinforced fiber* (Curtis dan Watson, 2009). Selain digunakan sebagai bahan gigi tiruan cekat, penggunaan material FRC sering digunakan sebagai bahan *indirect fixed-dental-prosthesis* (FDP), *endodontic-post*, *periodontal splints*, dan *removable dentures* (Akalin dkk., 2012) Kekuatan fleksural dan kekuatan tekan yang dimiliki FRC lebih baik daripada resin pada umumnya (Van Noort, 2002). FRC merupakan material komposit yang terbuat dari matriks yang diperkuat oleh *fiber* (Zhang dan Matinlinna, 2012)

Keunggulan FRC selain memiliki kekuatan mekanis yang baik, FRC tidak mengalami korosi, dan memiliki sifat estetik karena sewarna gigi (Freilich, 2000) dan memerlukan preparasi yang minimal dalam pembuatannya karena melibatkan sedikit jaringan sehat (Rosenstiel dkk., 2001).

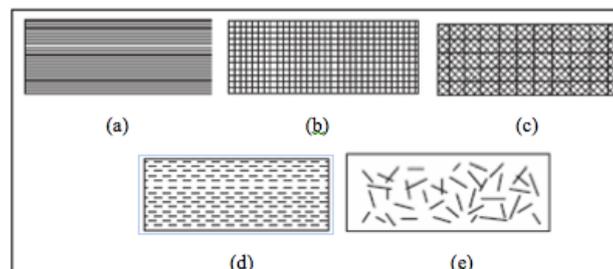
b. Komposisi

1) *Fiber*

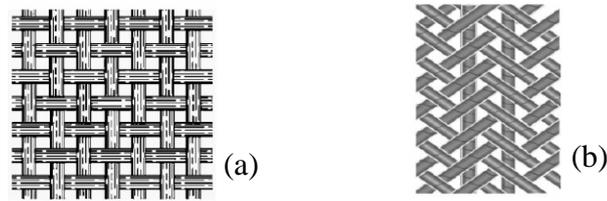
Fiber pada *fiber reinforced composite* yang berperan sebagai komponen penguat berfungsi untuk menyalurkan beban yang diterima pada

komposit (Mallick, 2007). Sebagian volume matriks polimer akan digantikan dengan adanya penambahan *fiber* pada resin komposit (Bagherpour, 2012).

Fiber yang sering digunakan pada FRC diantaranya adalah *glass fiber*, *carbon fiber* dan *polyethylene fiber* (Freilich dkk., 2000). Bentuk *polyethylene fiber* dapat berupa *unidirectional* berupa helai benang (*strands*) atau *multidirectional* berupa *woven* dan *braided* (Lonear dkk., 2008). Jenis *fiber* yang biasa digunakan di kedokteran gigi adalah *glass fiber*, *aramid fiber*, *carbon/graphite fiber*, dan *ultra high molecular weight polyethylene fiber* (UHMWPE) (Curtis dan Watson, 2009). Penelitian ini menggunakan UHMWPE dengan bentuk *multidirectional* berupa *braided*, penggunaan *fiber* secara direct di rongga mulut merupakan pertimbangan dalam pemilihan *fiber*.



Gambar 1. Jenis *fiber* pada FRC berdasarkan panjang dan arah *fiber*.
 (a) *unidirectional continuous fiber*, (b) *bidirectional continuous fiber*,
 (c) *multidirectional continuous fiber (UHMWPE)*, (d) *unidirectional discontinuous fiber*, (e) *random discontinuous fiber*.



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

Bentuk *polyethylene fiber* dapat berupa *unidirectional* berupa helai benang (*strands*) atau *multidirectional* berupa *woven* dan *braided* (Lonear dkk., 2008)

a) *Glass Fiber*

Reinforcing fiber pada matriks resin komposit yang paling sering digunakan adalah *Glass fiber*. Harga yang murah, kekuatan tarik yang tinggi, ketahanan kimia yang tinggi, dan sifat isolator yang sangat baik merupakan keunggulan dari *glass fiber* (Mallick, 2007). *Glass fiber* pada resin komposit biasa digunakan jika kekuatan lebih diperlukan daripada kekakuannya (Van Heumen, 2010).

Berdasarkan komposisi kimia dari massa kaca *glass fiber* diklasifikasikan menjadi A (*alkali*), C (*chemically resistant*), D (*dielectric*), E (*electrical*), R (*resistant*), dan S (*high strength*). Beberapa jenis *glass fiber* diatas berbeda dalam sifat ketahanan mekanik dan kimianya (Le Bell-Rönnlöf, 2007). *Glass fiber* yang biasanya digunakan sebagai FRC adalah tipe E-glass (*alumino-borosilicate glass*).

b) *Aramid Fiber*

Aramid fiber pada umumnya digunakan untuk pembuatan kapal laut dan kapal udara (Taj dkk., 2007). *Aramid fiber* memiliki berat jenis terendah

dan kekuatan tarik paling tinggi diantara *reinforcing fiber* yang ada (Mallick, 2007).

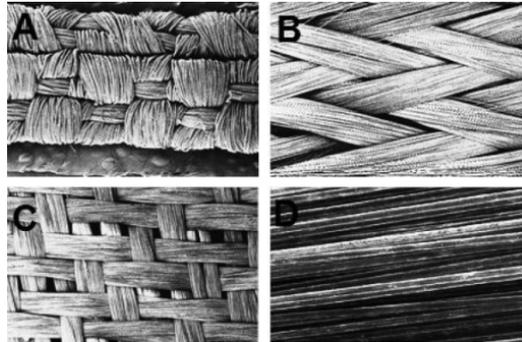
c) *Carbon Fiber*

Carbon fiber-reinforced composite pada umumnya digunakan dalam pesawat luar angkasa, otomotif, dan alat olahraga. Hal ini dikarenakan *carbon fiber-reinforced composite* mempunyai kekuatan yang tinggi, modulus yang tinggi, kepadatan yang rendah, serta biaya yang wajar untuk aplikasi yang membutuhkan ketahanan suhu yang tinggi seperti dalam konstruksi pembuatan pesawat luar angkasa (Taj dkk., 2007). Kekuatan impact yang rendah dan konduktivitas elektrik yang tinggi, serta kurang estetik karena berwarna hitam merupakan kekurangan dari *carbon fiber* (Mallick, 2007).

d) *Polyethylene Fiber*

Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) merupakan jenis *polyethylene fiber* yang sering digunakan dalam kedokteran gigi (Curtis dan Watson, 2009). UHMWPE merupakan homopolimer linier dari *ethylene* (C_2H_4) (Kurtz, 2009). UHMWPE mempunyai modulus elastisitas dan densitas yang rendah, kekuatan impact yang tinggi, dan tahan terhadap air, serta kelembaban, dan sebagian besarnya merupakan zat kimia dan radiasi UV (Le Bell-Rönnlöf, 2007). *Woven* dan *braided polyethylene fiber* yang terdapat pada UHMWPE diproses secara elektrokimiawi untuk mendapatkan permukaan pita yang reaktif terhadap matriks dengan *fiber*. Integritas struktural dengan pergeseran *fiber* dapat dipertahankan seminimal mungkin,

hal ini dikarenakan anyaman *lock-stitch* yang sangat ketat pada UHMWPE (Samadzadeh dkk., 1997).



Gambar 3. Tipe *fiber* dilihat menggunakan Scanning electron micrographs s. (A) woven polyethylene fibers; (B) braided glass fibers; (C) woven (bidirectional) glass fibers; (D) unidirectional glass fibers. (Freilich dkk., 2000)

2) Resin Komposit

a) Matriks Polimer

Matriks polimer pada FRC adalah monomer yang mengalami polimerisasi dan berfungsi untuk menjaga *fiber* pada posisinya, meneruskan tekanan kepada *fiber*, dan memberikan perlindungan *fiber* terhadap lingkungan yang merugikan serta degradasi mekanik (Mallick, 2007).

Bis-GMA merupakan monomer yang biasa digunakan. Bis-GMA merupakan reaksi antara *bisphenol-A* dengan *glycidylmethacrylate* (Van Noort, 2002). Pada saat proses polimerisasi, inisiator radikal bebas akan menginisiasi karbon rantai ganda reaktif yang dimiliki Bis-GMA (Sakaguchi dan Powers, 2012). Bis-GMA bersifat hidrofilik karena mengandung gugus hidroksil (Nihei dkk., 2012). Penyerapan air pada resin komposit dapat terjadi karena adanya sifat hidrofilik. Air masuk ke dalam struktur komposit melalui

proses difusi. Dalam lingkungan yang basah, molekul air akan bergerak dan menyebabkan mobilisasi ion air ke dalam matriks resin untuk berikatan dengan gugus hidroksil dari monomer dan memecah rantai polimer. Porositas dapat terjadi karena pecahnya rantai polimer pada matriks resin sehingga menyebabkan ruang kosong antar ikatan yang memungkinkan terjadinya absorpsi air (Andrada Soanc dkk., 2011).

b) *Filler*

Filler merupakan salah satu bahan yang terkandung dalam resin komposit yang berperan sebagai partikel bahan pengisi. Penambahan *filler* pada matriks polimer berfungsi meningkatkan sifat fisik dan mekanis bahan, mengurangi volume *shrinkage* selama polimerisasi (Craig dan Powers, 2002), dan dapat menyediakan sarana untuk mengendalikan sifat estetis, seperti warna, translusensi, dan fluorosensi (Van Noort, 2002). *Quartz, fused silica*, dan berbagai macam jenis kaca, misalnya aluminosilikat dan borosilikat merupakan *filler* yang biasanya digunakan di kedokteran gigi (McCabe dan Walls, 2008).

c) *Coupling Agent*

Coupling agent merupakan suatu bahan pengikat yang sangat diperlukan untuk mendapatkan ikatan yang kuat antara matriks dan *fiber* (Anusavice, 2003). Dengan adanya penambahan *coupling agent* ini, 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. Morfologi *fiber* mempengaruhi ikatan mekanis sedangkan reaksi kimia antara kedua bahan mempengaruhi ikatan kimiawi (Le Bell-Rönnlöf, 2007).

Silane melalui proses silanisasi merupakan bahan yang dapat memperkuat adhesi antara matriks dan filler, serta antara matriks dan *fiber*. *Silane (3-methacryloxypropyltrimethoxysilane)* adalah hibrida dari senyawa kimia *organic* dan *inorganic*, dimana terdapat atom karbon yang berikatan dengan *silicon* (Zhang dan Matinlinna, 2012).

Struktur anyaman pada fiber menyebabkan timbulnya celah-celah yang sulit dipenetrasi oleh senyawa-senyawa monomer dan *coupling agent*. Hal ini menyebabkan adhesi antara matriks dengan *fiber* melalui ikatan *silane* tidak dapat terjadi dengan mudah karena adhesi antara matriks dan *fiber* dapat dibentuk melalui prosedur yang dilakukan dengan cara melakukan impregnasi resin kepada *fiber*. Aplikasi impregnasi *fiber* dengan *high viscosity resin* dilakukan oleh pabrik pembuat *glass fiber* yang sering disebut dengan proses *preimpregnation*. Proses *preimpregnasi* yang dilakukan akan menghasilkan impregnasi yang menyeluruh sehingga menyebabkan matriks polimer dapat berkontak dengan seluruh permukaan *fiber* (Curtis dan Watson, 2009).

c. Sifat *Fiber Reinforced Composite*

1) Sifat Fisik

Fiber reinforced composite merupakan restorasi yang memenuhi konsep *minimal intervention* pada preparasi. Restorasi ini memiliki estetika yang baik, mudah dalam pembuatan dan perbaikan, serta biokompatibilitas

yang baik. Volume *fiber yang tinggi* yang mencapai 60%, jika digabungkan dengan matriks resin dikatakan dapat meningkatkan sifat fisik bahan tersebut. Kekurangan dari bahan FRC yaitu bahan ini memiliki radioopasitas yang rendah sehingga sulit untuk dievaluasi secara radiografis (Sadeghi, 2008).

Kelenjar salivarius pada manusia menghasilkan saliva di dalam rongga mulut (Khurana, 2008). Hal ini menyebabkan gigi tiruan dari bahan FRC akan selalu berkontak dengan saliva (Tanner dkk., 2003) Komposisi saliva terdiri dari 99% air dan 1% substansi organik dan anorganik (Khurana, 2008). Sifat fisik dari bahan FRC dapat menurun apabila hidrolisis terjadi. Hidrolisis dapat terjadi ketika air berdifusi melalui polimer dan mencapai antara permukaan silane *fiber* dan polimer (Van Heumen, 2010).

2) Sifat Mekanik

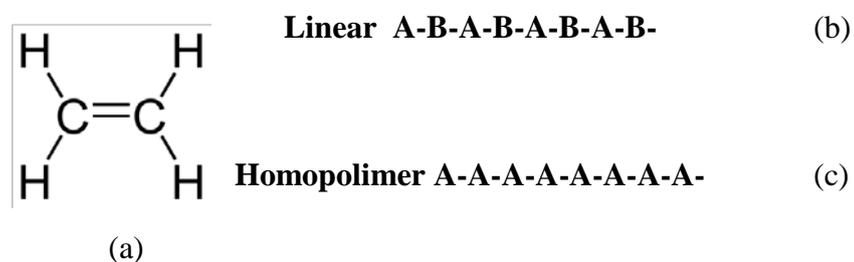
Salah satu sifat mekanik *Fiber Reinforced Composite* adalah kekuatan fleksural. Kekuatan statis (sifat fleksural) tertinggi pada FRC membutuhkan volume kepadatan *fiber* sekitar 70%. *Glass Fiber Reinforced Composite* yang berkualitas tinggi memiliki kepadatan *fiber* yang tinggi untuk memberikan sifat fleksural yang baik. Penyerapan air pada *polimer matriks* menyebabkan peningkatan mikroporositas sehingga mengurangi kekuatan dan modulus elastisitas FRC. 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 dan Watson, 2009). Berdasarkan hasil

penelitian *in-vitro* yang dilaporkan oleh Turker dan Sener menunjukkan bahwa *flexure strength* pada FRC lebih besar dibandingkan *metal alloy*, namun memiliki *modulus flexural* yang lebih rendah, sehingga *fracture resistance* pada *metal alloy* lebih tinggi dibandingkan FRC (Turker dan Sener, 2008).

2. Polyethylene Fiber

a. Komposisi

Polyethylene fiber memiliki komposisi polimer yang terdiri dari monomer *ethylene* (C₂H₄). Monomer *ethylene* merupakan gas yang memiliki berat molekul sebesar 28 g/mol (Kurtz, 2009). *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (UHMWPE) merupakan salah satu *reinforcing fiber* yang terkuat dan paling sering digunakan di kedokteran gigi (Le Bell-Rönnlöf, 2007). *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* memiliki struktur rantai *linear homopolymer* (Gambar 2). Struktur rantai *linear homopolymer* tersusun sejajar atas berbagai monomer yang sama. Pada *fiber* ini, memiliki 400.000 atom karbon dan rantai molekul yang tersusun atas 200.000 unit *ethylene* yang berulang (Kurtz, 2009).



Gambar 4. (a) struktur rantai molekul *ethylene*, (b) struktur rantai linear, (c) struktur rantai homopolimer (Kurtz, 2009).

b. Sifat

Polyethylene fiber merupakan salah satu jenis *fiber* yang digunakan pada FRC untuk meningkatkan *impact strength*, modulus elastisitas, dan *flexural strength*. *Fiber* ini berperan meningkatkan sifat mekanis dan estetik saat digunakan sebagai FRC (Barutcgil dkk., 2009).

UHMWPE memiliki sifat mekanis dan sifat fisis (Le Bell-Rönnlöf, 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 sebesar 0.97 g/cm³ (Strassler, 2008). Keunggulan UHMWPE memiliki sifat transparansi yang menciptakan estetik yang baik, dan tahan terhadap air, kelembapan, sebagian besar zat kimia, radiasi UV, serta memiliki *abrasion resistance* yang baik (Le Bell-Rönnlöf, 2007), titik lebur yang dimiliki UHMWPE berada 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°C – 90°. Pada suhu di bawah 125°C merupakan suhu produksi yang aman untuk komposit, apabila melebihi suhu tersebut maka akan terjadi penurunan kekuatan yang signifikan. *Fiber* UHMWPE memiliki sifat adesi yang buruk terhadap matriks resin. Hal ini menyebabkan perlunya modifikasi permukaan dengan *gas plasma treatment* (Mallick, 2007). Mikroorganisme dalam rongga mulut mempunyai afinitas yang tinggi untuk melekat pada FRC dengan *fiber* jenis UHMWPE (Curtis dan 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 θ merupakan derajat *wettability fiber* UHMWPE merupakan *fiber* dengan permukaan yang bersifat hidrofobik (Wróbe 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 (Yuehua dan T. Randall, 2013).

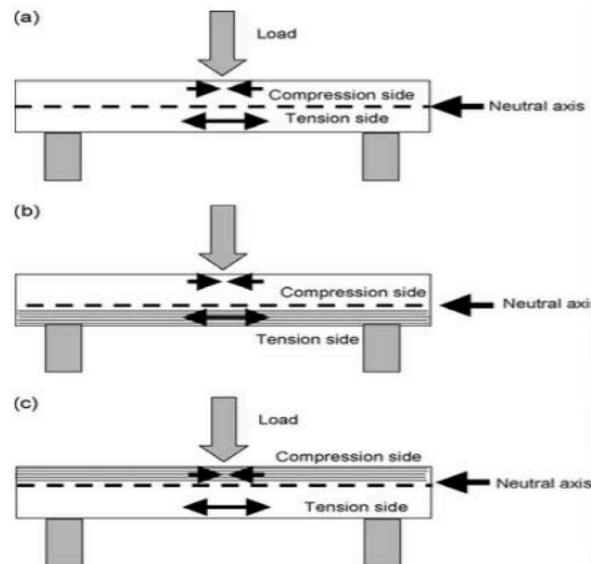
c. Posisi pada Fiber Reinforced Composite

Resin komposit yang digunakan untuk gigi tiruan adalah jenis resin komposit yang diberi penguat *fiber* sebagai pengganti kerangka logam yang berfungsi sebagai penahan beban pengunyahan. (Tezvergil dkk., 2017).

Hasil penelitian menunjukkan volume *fiber* UHMWPE antara 18,6% dan 75,8% tidak ada perbedaan dalam nilai modulus elastisitasnya dan begitu juga posisi *fiber* UHMWPE yang berbeda dengan fraksi volumetrik *fiber*

yang sama didapatkan nilai modulus elastisitas yang berbeda (Dyer dkk., 2017). Hal ini menunjukkan bahwa belum ada posisi dan volume *polyethylene fiber* yang optimal untuk meningkatkan sifat mekanik FRC (Septommy dan Dharmastiti, 2014).

Pada kondisi klinis, penggunaan GTC akan menerima berbagai gaya selama digunakan untuk pengunyahan diantaranya gaya *compression*, *tension*, dan *shear*. Maksimum tekanan oklusal dapat mencapai 900N pada gigi posterior usia dewasa dan tekanan pengunyahan antara 100-300N. 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. Zona *compression* merupakan sisi pada FRC yang mengalami kekuatan tekan maksimum dan kekuatan tarik yang rendah, kekuatan tekan dan kekuatan tarik yang diterima pada zona *neutral* akan semakin berkurang. Namun, pada zona *tension* akan mengalami kekuatan tekan yang rendah dan kekuatan tarik yang maksimum karena terdapat daya kelentingan dari sampel yang menerima beban.



Gambar 5. 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. (Narva, Lassila and Vallittu, 2005)

3. Packable Resin Composite

a. Pengertian

Berdasarkan ukuran partikel *filler* resin komposit diklasifikasikan menjadi *macrofilled resin composite* dengan ukuran partikel *filler* 10-40 μm , *microfilled resin composite* dengan ukuran partikel *filler* 0.01-0.05 μm (Lindberg, 2005), *hybrid resin composite* yang mengandung dua jenis *filler* yaitu ukuran *filler* merupakan gabungan dari *microfillers* atau *nanofillers* dengan *macrofiller*, *midfillers* atau *minifillers* (Manappalil, 2010). *Modern hybrid composite* yang merupakan kombinasi dari *microfilled-macrofilled resin composite*, dan *nano composite* dengan ukuran partikel *filler* 10 nm (0.01 μm) (Lindberg, 2005). Berdasarkan viskositasnya resin

komposit dibagi menjadi dua yakni, *flowable resin composite* yang memiliki ukuran *filler* 0,4-0,3 μm dan muatan *filler* berkisar 42-53% volume serta memiliki sifat mudah mengalir dan *packable resin composite* memiliki muatan *filler* 66-70% volume dan viskositas yang tinggi (Power dan Wataha 2008).

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

b. Komposisi

Packable resin composite memiliki kandungan filler yang paling tinggi (Mitchell, 2008). Bahan ini terdiri dari *light activated* dan *filler dimethacrylate*. *Packable resin composite* memiliki sistem bonding menggunakan penyinaran *light cured* (Craig, Wataha dan Powers, 2004).

c. 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 μm /year) sehingga karies sekunder dapat terdiagnosis. *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

a. Pengertian

Saliva adalah suatu cairan yang dihasilkan oleh kelenjar salivarius dan memiliki konsistensi seperti lendir serta tidak bewarna. Salah satu fungsi saliva yaitu membasahi gigi serta mukosa rongga mulut. Komposisi saliva terdiri dari 99% air dan 1% terdiri dari substansi organik dan anorganik (Khurana, 2008).

b. Fungsi

Beberapa fungsi saliva pada rongga mulut (Roland, 2005), yaitu:

1. Menjaga kelembaban dan membasahi rongga mulut
2. Melunakkan dan melumasi makanan sehingga memudahkan proses menelan dan mengecap rasa makanan
3. Membersihkan rongga mulut dari debris, sisa sel dan bakteri, sehingga dapat mengurangi akumulasi plak gigi dan mencegah infeksi.
4. Menghambat proses dekalsifikasi dengan adanya pengaruh buffer yang berfungsi menekan naik turunnya derajat keasaman (pH)

c. Komposisi

Saliva buatan yang akan digunakan memiliki pH 6,8. Komposisi saliva buatan adalah sebagai berikut (Elmitha, 2011):

NaHCO ₃	: 58,8 gram
Na ₂ HPO ₄ .7H ₂ O	: 42,0 gram
KCl	: 3,42 gram
NaCl	: 2,82 gram

CaCl₂ : 0,24 gram

MgSO₄.7H₂O : 0,74 gram

5. *Adhesive Interface* pada FRC

Efektivitas *adhesive interface* antara *fiber* dan matriks pada FRC merupakan faktor penting yang dapat mempengaruhi sifat fisik dan mekanik FRC (Butterworth dkk., 2003). *Adhesive interface* antara *fiber* dan matriks yang kurang baik akan menyebabkan terbentuknya rongga pada matriks polimer dan dapat meningkatkan penyerapan air sehingga mengurangi kekuatan mekanik dan modulus elastisitas FRC (Mosquera, 2015). *Glass fiber* memiliki kekuatan fleksural yang tinggi karena terdapat kandungan *Silica* yang dapat meningkatkan perlekatan *fiber* terhadap komposit (Sharafeddin dkk., 2013).

6. Kekuatan Fleksural

Kekuatan fleksural telah banyak digunakan untuk menentukan sifat mekanik suatu bahan restoratif (Torabi, 2012). Hasil pengujian *Bi-axial flexure strength testing* pada komposit dinilai 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).

Berdasarkan ISO no. 4049/2000, *three-point bending test* pada umumnya digunakan untuk penelitian kedokteran gigi. Uji fleksural merupakan salah satu 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, 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., 2017).

Rumus perhitungan kekuatan fleksural (Mpa), adalah sebagai berikut (ISO, 4049/2000) :

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

- F = gaya maksimal yang diberikan pada sampel (Newton)
- L = Jarak tumpuan (millimeter)
- b = lebar sampel (milimeter)
- h = tinggi sampel (milimeter)

7. Mikroporositas

Mikroporositas merupakan udara yang terjebak di dalam restorasi sehingga membentuk rongga. Mikroporositas dapat menyebabkan perambatan retakan pada restorasi sehingga sifat mekanis restorasi akan menurun. Mikroporositas dapat terbentuk selama proses pembuatan restorasi, terbentuknya mikroporositas dipengaruhi oleh beberapa faktor, di antaranya tingginya viskositas resin komposit, *adhesive interface* yang kurang baik dan adanya *handling procedures* dalam manipulasi bahan (Chadwik dkk., 1989).

7. *Scanning Electron Microscope* (SEM)

Scanning Electron Microscope (SEM) merupakan sebuah alat yang berguna dalam penelitian kedokteran gigi modern (Steward dan Boyde, 1962). SEM memiliki visualisasi gambar dengan tingkat pembesaran yang tinggi (50x - 10.000x ke atas). Dalam penggunaannya, sebuah sinar elektron akan memindai permukaan sampel untuk menghasilkan berbagai sinyal. Karakteristiknya bergantung pada banyak faktor, termasuk energi sinar elektron dan sifat sampel. Sinar elektron yang membentur sampel akan memberikan respon dan dikumpulkan oleh detektor (Saghiri dkk., 2012) kemudian detektor akan mentransmisikan gambar ke komputer. Detektor elektron akan memantul dan menyebar. Selama penggunaan SEM tidak ada penggunaan cahaya di dalamnya, dan warna sampel tidak berpengaruh pada gambar yang dihasilkan. Hal ini sangat penting dalam kedokteran gigi, karena jaringan dan bahan gigi cenderung memiliki warna terang yang biasanya

justru mempersulit penggunaan mikroskop optik. (Paradella dan Bottino, 2012).

Level vakum yang tinggi mampu memunculkan gambar dengan pembesaran lebih tinggi, namun sampel harus bersifat konduktif. Dikarenakan gigi maupun bahan gigi (komposit, keramik, semen) tidak bersifat konduktif, maka sebelum dilakukan pengamatan sampel yang berupa gigi atau bahan gigi perlu diberi percikan Au atau Au-Pd terlebih dahulu, lapisan karbon juga dapat digunakan jika memungkinkan, tergantung jenis penelitiannya (Paradella dan Bottino, 2012).

Sampel nonkonduktif (gigi, komposit dan keramik) cenderung menyerap daya saat dipindai oleh sinar elektron. Terutama pada mode pengambilan gambar elektron sekunder, hal ini dapat menyebabkan kesalahan pemindaian dan munculnya artefak gambar lainnya. Oleh karena itu sampel biasanya dilapisi dengan lapisan ultra tipis yang terbuat dari bahan yang bersifat konduktif, 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 dan Bottino, 2012). Terdapat dua alasan dilakukannya pelapisan bahkan ketika terdapat cukup konduktivitas pada sampel untuk mencegah penyerapan daya: (a) meningkatkan sinyal dan resolusi permukaan, terutama pada sampel bernomor atom rendah (Z); dan (b) adanya peningkatan resolusi karena emisi elektron terpecar dan elektron sekunder di dekat permukaan dinaikkan, dan

dengan demikian akan terbentuk gambar permukaan yang lebih berkualitas (Saghiri dkk., 2012). Setelah sampel dilapisi dengan bahan konduktif maka sampel dapat diletakkan pada tube SEM kemudian diamati mikroporositas *fiber reinforced composite* dengan perbesaran tertentu. Hasil pengamatan SEM akan muncul pada monitor berupa gambar.

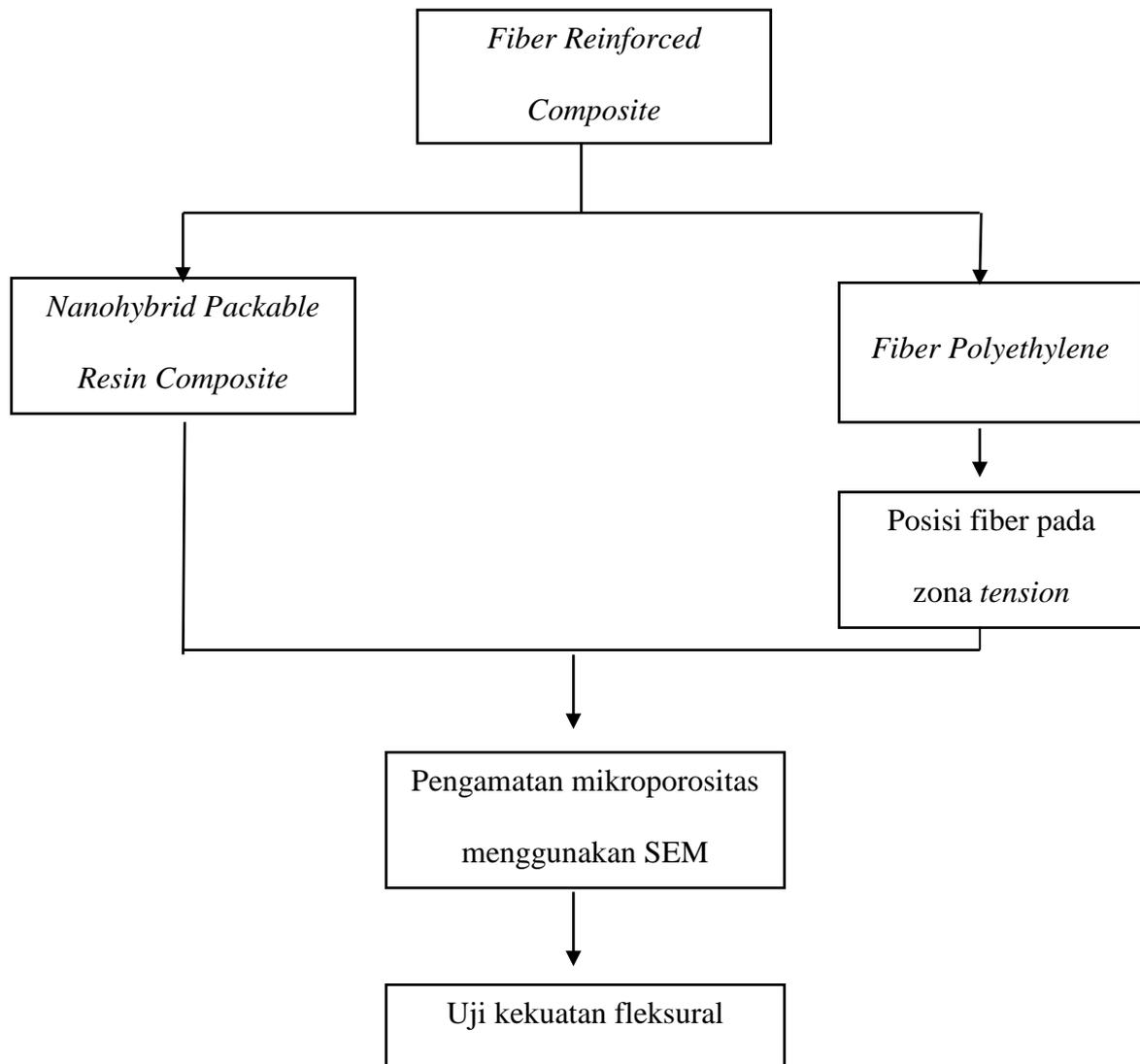
B. Landasan Teori

Fiber reinforced composite (FRC) merupakan suatu bahan yang dapat digunakan dalam pembuatan gigi tiruan cekat secara direct di rongga mulut. FRC terdiri dari kombinasi matriks polimer dan *reinforced fiber*. FRC memiliki kekuatan fleksural dan kekuatan tekan yang lebih baik daripada resin pada umumnya, modulus elastisitas yang mendekati dentin dan biokompatibel.

Fiber merupakan komponen penguat pada *fiber reinforced composite* yang berfungsi menyalurkan beban yang diterima pada komposit. Bentuk *polyethylene fiber* dapat berupa *unidirectional* berupa helai benang (*strands*) atau *multidirectional* berupa *woven* dan *braided* (Lonear dkk., 2008). *F*

Fiber yang akan digunakan adalah *fiber polyethylene* dengan bentuk *multidirectional* berupa *braided* dengan lebar 2 mm atau disebut dengan *Ultra High Molecular Weight Polyethylene Fiber* (UHMWPE). UHMWPE merupakan Jenis *polyethylene fiber* yang memiliki modulus elastisitas dan densitas yang rendah, kekuatan impact yang tinggi, dan tahan terhadap air, serta kelembaban. Arah atau posisi *fiber* pada FRC dapat ditempatkan pada zona *compression*, *neutral*, ataupun *tension*. Penelitian ini akan menempatkan *fiber* pada zona *tension* karena zona *tension* merupakan area terlemah pada FRC. Untuk mengetahui pengaruh penempatan posisi *fiber* terhadap mikroporositas dan kekuatan fleksural FRC, maka akan dilakukan pengamatan mikroporositas FRC menggunakan *Scanning Electron Microscope* (SEM) dan uji *flexural strength* pada FRC menggunakan *Universal Testing Machine* (UTM) .

C. Kerangka Konsep



Gambar 6. Kerangka Konsep

D. Hipotesis

Posisi *fiber polyethylene* pada zona *tension* dan mikroporositas FRC berpengaruh terhadap kekuatan fleksural *fiber reinforced composite* yang akan diuji menggunakan UTM.