

## BAB 2

### LANDASAN TEORI

#### 2.1 Tinjauan Pustaka

Fraktur tulang merupakan terputusnya kontinuitas tulang atau kesatuan tulang, seperti retak, remah, atau bagian korteks pecah. Dapat diakibatkan oleh penyakit degeneratif seperti osteoporosis, dan juga dapat disebabkan oleh berbagai jenis kecelakaan (*traumatic fracture*) seperti kecelakaan lalu lintas, domestik, kerja, dan sebagainya [24]. Proses penyembuhan fraktur tulang, yaitu dengan penggunaan fiksasi fraktur seperti plat dan sekrup, yang bertujuan untuk mempertahankan keselarasan tulang, mengembalikan struktur dan fungsi tulang agar perbaikan tulang sukses diperbaiki [25]. Material yang biasanya dipakai pada aplikasi ortopedi seperti titanium, *stainless steel*, paduan *cobalt-chromium* memiliki biokompabilitas yang baik [6]. Akan tetapi permasalahannya logam tersebut tidak *biodegradable*, maka dari itu harus dilakukan operasi kedua untuk mengambil implan dari tubuh [25].

Paduan logam berbahan dasar magnesium dikembangkan untuk menghindari operasi kedua pelepasan implan dan untuk membantu pada tahap awal penyembuhan, karena magnesium menstimulasi pembentukan tulang baru [26]. Selain itu, magnesium memiliki nilai modulus elastisitas 40-45 GPa dan modulus elastisitas tulang manusia sebesar 10-40 GPa [13], juga massa jenis magnesium sebesar 1,738 g/cm<sup>3</sup> dan massa jenis 1.84 g/cm<sup>3</sup> [27], ini berarti sifat magnesium mendekati sifat tulang manusia. Mg<sup>2+</sup> secara fisiologis dalam tubuh manusia berperan penting dalam reaksi metabolik dan mekanisme biologis. Tidak ada juga kasus mengenai batasan dari menerima senyawa Mg<sup>2+</sup> karena pembuangannya hanya melalui urin [28].

Untuk meningkatkan osteokonduktivitas dari implan tulang, dibutuhkan senyawa bioaktif yang melapisi magnesium. Dalam hal ini, senyawa tersebut adalah hidroksiapatit dengan rumus kimia Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH)<sub>2</sub>, merupakan kalsium fosfat (CaP) yang biasanya berfungsi sebagai lapisan permukaan perangkat prostetik untuk mempercepat proses penyembuhan pada tahap awal implan. Selain itu, hidroksiapatit juga berguna memberikan solusi dalam permasalahan kasus patologis seperti infeksi

dan osteoporosis [29]. Hidroksiapatit dianggap bersifat sangat bioaktif, ostekonduktif, biokompatibel, *non-toxic*, *non-immunogenic*, dan *non-inflammatory* [30].

*Shellac* diproduksi dari hasil sekresi kutu lac dan berperan sebagai bio-resin yang meningkatkan kekuatan *bonding* antar material [31]. Terdapat penelitian sebelumnya mengenai biokomposit yang dilapisi *shellac* dengan variasi 2.0%; 3.0%; 4.0%; 5.0%; dan 10%. Hasil dari penelitian tersebut menunjukkan bahwa kekuatan tarik biokomposit dilapisi *shellac* tersebut meningkat pada variasi 0.0% hingga 4.0%, kemudian menurun pada variasi 5.0% atau lebih [32].

Serat cantula diperoleh melalui ekstraksi daun tumbuhan *Agave Cantula Roxb* dan merupakan salah satu jenis serat alam yang mempunyai kemampuan kekuatan mekanik tinggi, serta memiliki kandungan selulose 64,23% [33]. Kandungan selulosa tinggi dalam serat cantula menjadi alasan serat ini berpotensi sebagai penguat komposit [21]. Terdapat penelitian mengenai serat cantula yang digunakan sebagai penguat *Fiber Reinforcement Concrete* (FRC) dengan variasi volume 1%; 2%; 3%; dan 4%. Hasil penelitian tersebut menunjukkan bahwa serat cantula dapat meningkatkan nilai kekuatan tarik maksimal pada variasi volume 4% [34].

Untuk menghindari penelitian yang mahal dan memakan waktu lama, prediksi sifat mekanik komposit seperti kekuatan tarik perlu dilakukan dengan menggunakan model matematik. Diperlukan sifat intrinsik serat dan matriks agar dapat menghasilkan prediksi akurat dari sifat mekanik komposit [22]. Teori yang paling banyak digunakan dan dikenal untuk kekuatan tarik yaitu *rule of mixtures* (ROM), model Cox, model Halpin-Tsai, model Bowyer-Bader, dan model Hirsch [35]. Berdasarkan penelitian-penelitian sebelumnya, untuk memprediksi kekuatan tarik digunakan model Bowyer-Bader dan model Hirsch. Untuk nilai modulus elastisitas menggunakan persamaan model Tsai-Pagano, model Cox-Krenchel, model Christensen, model Cox, dan model Manera. Dimana dari model-model tersebut akan dibandingkan dengan hasil kekuatan tarik dan modulus elastisitas dari eksperimen secara langsung dan kemudian akan ditemukan model matematika yang lebih akurat mendekati hasil sebenarnya [23].

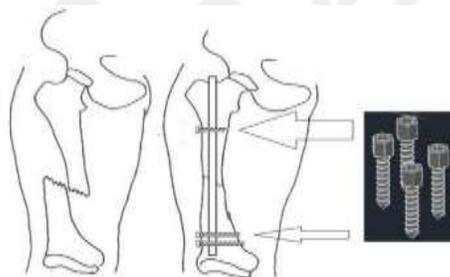
## 2.2 Dasar Teori

### 2.2.1 Biomaterial

Biomaterial didefinisikan sebagai material yang dimaksudkan berkontak langsung dengan sistem biologis untuk mengobati, mengganti atau menambah jaringan, organ atau fungsi tubuh. Maka dari itu, biomaterial harus dipastikan tidak mengandung racun atau efek bahaya saat digunakan pada implan [36]. Biomaterial terbagi menjadi empat kategori, yaitu logam dan paduannya, polimer, keramik, dan material alami [37]. Dalam biomaterial, peran teknik mesin sangatlah penting dalam dunia medis, salah satunya dalam pembuatan implan dan peralatan medis. Di Indonesia, pasar alat kesehatan sendiri tumbuh dengan sangat pesat dengan laju pertumbuhan tahunan sebesar 12,7 % sampai tahun 2019 [10].

### 2.2.2 Dynamic Compression Plate

Fiksasi fraktur tulang terbagi menjadi dua, yaitu fiksasi eksternal dan fiksasi internal. Pada fiksasi eksternal, tidak perlu melakukan operasi pembukaan jaringan, namun pada fiksasi internal, perlu dilakukan penyesuaian dan pemasangan alat fiksasi seperti pelat dan baut [38]. Metode terbaik yang digunakan para ahli bedah untuk menangani kasus fiksasi tulang yang mengalami patah adalah dengan pemasangan alat penyangga pada struktur tulang yang disebut dengan alat *Dynamic Compression Plate* (DCP). DCP sendiri menggunakan dua bagian komponen utama dalam prosesnya yaitu bagian pelat yang berlubang dan bagian *screw bone* yang berfungsi untuk mengikatkan pelat dengan tulang, seperti pada Gambar 2.1 [39].



Gambar 2.1 Fiksasi fraktur tulang [39]

Penggunaan logam tahan karat yang *non-degradable* sebagai material utama DCP seperti *stainless steel* dan titanium memiliki banyak kekurangan terutama masih

diperlukan operasi pencabutan implan yang beresiko mengakibatkan reaksi alergi, respon *inflammatory*, dan infeksi bakteri [7,13]. Maka dari itu, dibutuhkan logam yang ringan tapi kuat, seperti magnesium yang mempunyai berat sepertiga dari bahan titanium yang biasa dipakai dalam implan tulang [39].

### 2.2.3 Magnesium

Biomaterial saat ini mengalami perkembangan yang sangat pesat, terutama dalam mencari biomaterial yang dapat terdegradasi dalam tubuh tanpa mengakibatkan reaksi alergi. Biomaterial *biodegradable* yang dimaksud yaitu paduan magnesium, *bioglasses*, *degradable polymers* [40]. Magnesium digunakan sebagai matriks dan terbukti dapat terdegradasi sepenuhnya dalam tubuh karena memiliki kemampuan alami untuk terurai akibat kerentanan korosinya dalam larutan terutama jika mengandung ion klorida [41] dan juga dapat memberikan *support* saat masa pemulihan [40]. Berikut merupakan sifat serbuk magnesium yang dapat dilihat pada Tabel 2.1.

Tabel 2. 1 Sifat serbuk magnesium [40]

Sifat	Nilai
Ukuran butir	0.06-0.3 mm
Titik leleh	650 °C
Titik didih	1090 °C
Massa jenis	1738 kg/m <sup>3</sup>
Modulus Young	45 GPa

Karakteristik magnesium yang mudah terdegradasi menjadi salah satu masalah yang perlu ditangani. Terdapat beberapa perlakuan untuk mengurangi sifat korosi dari magnesium yaitu purifikasi Mg, *fluoride conversion coatings*, *alloying*, *anodizing*, pelapisan permukaan dan *compositing*. Salah satu perlakuan yang paling efektif adalah dengan melapisi permukaan magnesium yang dapat meningkatkan osteoproduktivitas dari permukaan implan kemudian menghasilkan implan tulang yang terintegrasi. Material pelapis yang terbukti meningkatkan *bioactivity* dan *biocompatibility* adalah

hidroksiapatit [42]. Perbandingan sifat mekanik antara magnesium dan tulang manusia dapat dilihat pada Tabel 2.2.

Tabel 2.2 Perbandingan sifat mekanik tulang dan magnesium [40]

Material	Tulang Kortikal	Magnesium
Modulus Young (GPa)	5-23	45
Kekuatan luluh (MPa)	104.9-114.3	130
Kekuatan tekan (MPa)	164-240	183.09
Kekuatan tarik (MPa)	35-283	220

#### 2.2.4 Hidroksiapatit

Hidroksiapatit/HA digunakan sebagai *filler* pada penelitian ini, dengan rumus kimia  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  merupakan keramik kalsium fosfat yang secara luas diterima sebagai bahan biokompatibel karena sifat osteogeniknya dan kemampuan untuk membentuk ikatan kuat dengan jaringan tulang inang. Kelebihan dari hidroksiapatit adalah strukturnya memungkinkan penggabungan berbagai ion asing yang berbeda untuk meningkatkan sifat dari HA yang berkaitan dengan aplikasi orthopedi dan gigi [43]. Hidroksiapatit sendiri memiliki struktur yang mirip dengan tulang manusia sehingga dapat digunakan sebagai pengganti tulang manusia yang rusak, karena ikatan yang dibangun antara HA dan tulang manusia [44]. Sifat dari nano hidroksiapatit dapat dilihat pada Tabel 2.3 berikut:

Tabel 2.3 Sifat nano hidroksiapatit [45]

Sifat	Nilai
Titik leleh	1100°C
Massa jenis	3.076 g/cm <sup>3</sup>
Ketangguhan retak	101.34 ± 4 MJ/m <sup>3</sup>
Kuat tekan	74.08 ± 3 MPa
<i>Volume Shrinkage</i>	8.0 ± 0.54 %
Modulus Young	86.12 ± 3 GPa

Sifat mekanik nano HA jauh lebih baik jika dibandingkan dengan mikro HA, karena kemiripannya dengan mineral pada tulang alami. Selain itu, nano HA menawarkan kemungkinan untuk meningkatkan laju pembentukan ikatan tulang dan memiliki sifat mekanik yang sangat baik karena rasio luas permukaan terhadap volume yang tinggi, homogenitas kimia yang unggul, dan keseragaman mikrostruktur. Efek ukuran partikel dijelaskan dengan fakta ukuran nano HA berukuran lebih kecil sehingga dapat terdegradasi dan merangsang pertumbuhan tulang lebih baik [46]. Terbukti dengan hasil penelitian lain mengenai pengaruh ukuran partikel serbuk hidroksiapatit terhadap sifat mekanik, ditunjukkan pada Tabel 2.4.

Tabel 2.4 Sifat mekanik variasi ukuran partikel hidroksiapatit [46].

Ukuran Partikel ( $\mu\text{m}$ )	Kuat Tekan (MPa)	Microhardness (GPa)	Ketangguhan Retak (MPa $\text{m}^{1/2}$ )
$0.168 \pm 0.086$	$395 \pm 42$	$8.4 \pm 0.4$	$1.9 \pm 0.2$
$0.52 \pm 0.092$	$328 \pm 58$	$7.3 \pm 0.3$	$1.5 \pm 0.3$
$1.16 \pm 0.17$	$278 \pm 35$	$6.3 \pm 0.5$	$1.2 \pm 0.2$
$1.48 \pm 0.0627$	$165 \pm 25$	$5.4 \pm 0.58$	$1.1 \pm 0.09$
$5.01 \pm 1.02$	$88 \pm 29$	$3.8 \pm 0.42$	$0.8 \pm 0.07$

### 2.2.5 Metode Presipitasi

Terdapat beberapa metode untuk memproduksi hidroksiapatit sintesis, yaitu metode kering, metode basah, proses temperatur tinggi, sintesis berdasarkan sumber biogenik, dan kombinasi prosedur. Salah satu metode memproduksi HA yang paling sederhana adalah metode basah, lebih tepatnya metode presipitasi atau pengendapan. Metode presipitasi kimia ini menggunakan dua bahan utama, yaitu kalsium hidroksida ( $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ) dan asam fosfat ( $\text{H}_3\text{PO}_4$ ). Sifat dari HA sintesis yang diperoleh tergantung pada metode sintesis, yaitu rasio Ca/P, suhu dan pH, serta waktu pematangan [19]. Sifat dan karakteristik HA juga bergantung pada sumber unsur-unsur pembentuknya. Metode presipitasi dilakukan dengan meneteskan larutan fosfor sedikit demi sedikit kedalam cairan kalsium sehingga dihasilkan HA dengan kemurnian yang tinggi dan ukuran partikel yang sangat kecil [47].

Terdapat beberapa kelebihan menggunakan metode presipitasi, yaitu: relatif mudah diterapkan, murah, temperatur proses relatif rendah, menghasilkan air sebagai produk sampingan, tidak menggunakan pelarut organik sehingga dari sisi efektivitas biaya relatif murah dan ramah lingkungan. Selain kelebihan, terdapat juga kelemahan dari penggunaan metode presipitasi, yaitu morfologi dan ukuran partikel yang diperoleh sangat dipengaruhi oleh parameter eksternal seperti temperatur dan pH larutan, kemurnian dan kristalinitas produk HA yang rendah [48].

### 2.2.6 *Shellac*

Resin *shellac* sebagai bahan pengikat (*bioadhesive*) merupakan salah satu resin *thermosetting* dari hasil olahan sekresi kutu *Laccifer Lacca*. *Shellac* telah digunakan sebagai pelapis di berbagai bidang seperti material industri, pengobatan, dan bahan makanan karena sifatnya yang unik seperti termoplastisitas, ketahanan minyak, kemampuan isolasi, dan sifat non-toksik [30]. *Shellac* mengandung sejumlah asam karboksilat dan gugus hidroksil, yang berguna sebagai matriks pelapis serbuk HA [49].

Layer *shellac* memberikan adhesi pada lapisan, dimana kekuatan lapisan yang terbentuk bergantung pada berbagai parameter, seperti durasi pencelupan, kecepatan pencelupan dan penarikan, konsentrasi larutan, dan suhu [31]. *Shellac* sangat cocok digunakan sebagai material biomedis karena ramah lingkungan, non-toksik, dapat diperbaharui, kuat dan tangguh, serta menghasilkan lapisan tahan air [20].

Pengolahan *shellac* dilakukan dengan beberapa tahapan, yaitu:

1. Proses pengerokan hasil sekresi kutu lac berupa padatan keras yang menempel pada ranting pohon inang (*Schlelichera oleosa Merr.*)
2. Kemudian dilakukan pengayakan hingga menjadi butiran-butiran dan dicuci dengan larutan soda abu ( $\text{Na}_2\text{CO}_3$ ).
3. Setelah dicuci, dibersihkan dan barulah direndam dengan air garam ( $\text{NaCl}$ ). Butiran lac yang bersih kemudian dikeringkan dan siap dipakai [50].

Butiran/serbuk lac yang telah diproses dan siap digunakan disebut dengan *seedlac*, seperti pada Gambar 2.2.



Gambar 2.2 *Seedlac*

### 2.2.7 Serat Cantula

Serat *Agave cantula roxb* sebagai bahan penguat (Gambar 2.3) merupakan salah satu jenis serat alam yang mempunyai kemampuan mekanik yang tinggi, dengan massa jenis sebesar  $1.2 \text{ gr/cm}^3$  dan mengandung 64.21-65.5% selulosa, 7.88-9.43% lignin, 3.37-8.41% hemi selulosa, serta 13.57% air, sehingga berpotensi sebagai bahan penguat komposit [34]. Material ini termasuk kuat, ringan, tahan lama, murah, serta ramah lingkungan [21]. Berdasarkan penelitian Raharjo (2003), penambahan kadar air pada serat cantula akan menyebabkan penurunan kekuatan tarik dan modulus tarik. Menurut Ariawan (2006), menyatakan perlakuan pemanasan dengan temperatur  $110^\circ\text{C}$  selama 45 menit terhadap serat cantula, menghasilkan kekuatan tarik tertinggi sebesar 346,7 MPa [51]. Beberapa penelitian menyatakan kuat tarik serat cantula pada kondisi alami adalah sebesar 278 MPa dan nilai modulus elastisitas serat sebesar 3,081 GPa [52].

Serat alam mengandung lignin yang bersifat amorphous dan hidrofobik (tidak menyerap air), dimana serat hidrofobik sulit dibasahi sehingga menghasilkan ikatan yang lemah dengan matrik hidropilik (mudah menyerap air) menyebabkan kekuatan mekanik komposit yang dihasilkan rendah. Salah satu metode yang dikenal efektif untuk menghilangkan komponen yang tidak diinginkan dan membersihkan permukaan serat adalah perlakuan alkali. Terdapat penelitian mengenai pengaruh perlakuan alkali pada serat cantula yang direndam dalam larutan NaOH 2% selama beberapa variasi waktu perendaman. Kekuatan bending tertinggi muncul pada perlakuan alkali serat selama 24 jam dengan kekuatan sebesar 32.32 MPa [53].



Gambar 2.3 Serat cantula

Selain waktu perendaman saat perlakuan alkali, perlakuan panas pada serat juga menjadi faktor peningkatan sifat mekanik serat cantula. Terdapat penelitian mengenai pengaruh suhu perlakuan panas serat, dimana serat mengalami peningkatan tegangan tarik sampai suhu optimal serat yaitu sebesar 140°C selama 10 jam, kemudian menurun setelahnya dikarenakan serat mengalami kerusakan [33].

### 2.2.8 Fraksi Volume

Perhitungan teori untuk mengetahui kekuatan dan modulus dari komposit didasarkan pada fraksi volume dari material yang ada di dalam komposit. Berikut adalah cara perhitungan fraksi volume dengan menggunakan rumus dari fraksi berat [54].

$$\begin{aligned}
 V_f &= \frac{W_f/\rho_f}{W_m/\rho_m + W_f/\rho_f} \\
 V_m &= \frac{W_m/\rho_m}{W_m/\rho_m + W_f/\rho_f} \\
 v_c &= W_m/\rho_m + W_f/\rho_f \\
 \frac{W_f}{\rho_f} &= v_f \\
 \frac{W_m}{\rho_m} &= v_m
 \end{aligned}
 \tag{2.1}$$

Dimana:

$V_f$  = fraksi volume serat (%)

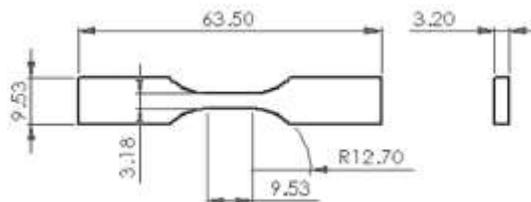
$V_m$  = fraksi volume matriks (%)

$W_f$	= fraksi berat serat	(%)
$W_m$	= fraksi berat matriks	(%)
$v_f$	= fraksi volume serat	(cm <sup>3</sup> )
$v_m$	= fraksi volume matriks	(cm <sup>3</sup> )
$v_c$	= fraksi volume komposit	(cm <sup>3</sup> )
$\rho_f$	= massa jenis serat	(g/cm <sup>3</sup> )
$\rho_m$	= massa jenis matriks	(g/cm <sup>3</sup> )

### 2.2.10 Uji Tarik

Pengujian tarik merupakan salah satu pengujian material yang paling banyak dilakukan di dunia industri. Data yang didapat dari pengujian tarik ini adalah kekuatan tarik (*ultimate tensile strength*), kekuatan luluh (*yield strength* atau *yield point*), regangan (*elongation*), dan elastisitas. Pengujian tarik juga digunakan untuk mengukur ketahanan suatu material terhadap gaya statis yang diberikan secara lambat dan akan diketahui sifat mekanis logam setelah proses pengujian seperti kekuatan tarik, keuletan, dan ketangguhan [55]. Pengujian tarik bertujuan untuk menentukan kekuatan tarik rata-rata dan modulus elastisitas rata-rata dari suatu material. Pada pengujian ini, material ditarik ke atas secara kontinyu. Prinsip dasar dari pengujian tarik adalah dilakukan dengan cara mencekam kedua sisi spesimen dan kemudian ditarik ke arah aksial atau berlawanan arah hingga spesimen tersebut patah [56].

Pada penelitian ini uji tarik mengikuti standar ASTM D638, dikarenakan spesimen yang digunakan bersifat non-rigid komposit [57]. Pada standar ASTM D638 tipe V, spesimen akan dicetak dengan bentuk memanjang dan menyerupai tulang anjing atau dasi kupu-kupu. Bentuk dari spesimen ditunjukkan sesuai dengan Gambar 2.4 [58].



Gambar 2.4 Bentuk cetakan standar ASTM D638 Tipe V

Kekuatan tarik dapat dirumuskan sebagai berikut:

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \text{ (N/mm}^2\text{)} \quad (2.2)$$

Dimana:

$$\begin{aligned} \sigma &= \text{Tegangan} && \text{(N/mm}^2\text{)} \\ F &= \text{Beban} && \text{(N)} \\ A_0 &= \text{Luas penampang mula-mula} && \text{(m}^2\text{)} \end{aligned}$$

Sedangkan regangan dirumuskan sebagai berikut [55]:

$$\varepsilon = \frac{L_1 - L_0}{L_0} \quad (2.3)$$

Dimana:

$$\begin{aligned} \varepsilon &= \text{Regangan} \\ L_1 &= \text{Panjang setelah diberi beban} && \text{(m)} \\ L_0 &= \text{Panjang mula-mula} && \text{(m)} \end{aligned}$$

Sedangkan modulus elastisitas dapat dirumuskan sebagai berikut [56]:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (2.4)$$

Dimana:

$$\begin{aligned} E &= \text{Modulus elastisitas} && \text{(MPa)} \\ \sigma &= \text{Tegangan} && \text{(MPa)} \\ \varepsilon &= \text{Regangan} \end{aligned}$$

Untuk mendapatkan nilai deviasi kekuatan tarik dan nilai deviasi modulus elastisitas antara hasil eksperimen dengan hasil prediksi digunakan persamaan 2.5 untuk kekuatan tarik dan persamaan 2.6 untuk modulus elastisitas [23].

$$\text{Tensile Strength Deviation (\%)} = \frac{\sigma_{pred} - \sigma_{exp}}{\sigma_{exp}} \times 100 \quad (2.5)$$

$$\text{Elastic Modulus Deviation (\%)} = \frac{E_{pred} - E_{exp}}{E_{exp}} \times 100 \quad (2.6)$$

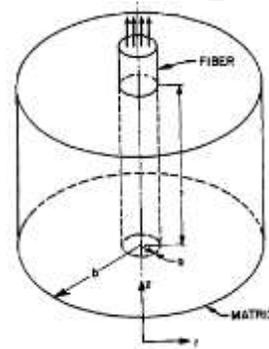
Dimana:

$$\sigma_{pred} = \text{Hasil prediksi kekuatan tarik} \quad \text{(MPa)}$$

$\sigma_{exp}$	= Hasil eksperimen kekuatan tarik	(MPa)
$E_{pred}$	= Hasil prediksi modulus elastisitas	(MPa)
$E_{exp}$	= Hasil eksperimen modulus elastisitas	(MPa)

### 2.2.11 Interfacial Shear Strength (IFSS)

Kekuatan ikatan antar muka serat atau IFSS memiliki pengaruh terhadap kerja bahan komposit dengan penguatan serat karena terjadinya kombinasi *dissimilar* bahan penyusun komposit yang mempunyai sifat mekanik dan kimia yang berbeda [59]. Terdapat beberapa metode untuk mengukur kualitas ikatan antara matriks dan serat, seperti *pull-out*, *micro-bond*, dan *fragmentation*. Metode populer yang paling banyak digunakan untuk mengamati karakteristik permukaan dan mengetahui ikatan antara matriks dan serat adalah uji *pull-out*. Uji *pull-out* berfungsi untuk menentukan *Interface Shear Strength* (IFSS) dengan mengukur kekuatan yang dibutuhkan untuk menarik serat dari matriks. *Interface* yang lemah umumnya menghasilkan kekuatan dan kekakuan yang rendah, namun ketahanan yang tinggi terhadap patah [60]. Bentuk dari spesimen uji *single fiber pull-out* seperti pada Gambar 2.5 [59].



Gambar 2.5 Bentuk spesimen uji *single fiber pull-out*

*Interfacial Shear Strength* (IFSS) dirumuskan sebagai berikut [61]:

$$\tau_{IFSS} = \frac{F}{A} = \frac{F}{\pi \times d \times L} \quad (2.7)$$

Dimana:

$\tau_{IFSS}$	= Kekuatan geser <i>interfacial</i>	(MPa)
$F$	= Gaya tarik yang bekerja	(N)

$A$	= Luas permukaan antara matriks dan serat	$(mm^2)$
$d$	= Diameter serat	$(mm)$
$L$	= Panjang serat tertanam	$(mm)$

Panjang kritis dari matriks Mg/n-HA/Shellac dan serat cantula dirumuskan sebagai berikut [23]:

$$L_c = \frac{d\sigma_{f1}^{(+)}}{2\tau_{IFSS}} \quad (2.8)$$

Dimana:

$\tau_{IFSS}$	= Kekuatan geser <i>interfacial</i>	$(MPa)$
$d$	= Diameter serat	$(mm)$
$L_c$	= Panjang kritis	$(mm)$
$\sigma_{f1}^{(+)}$	= <i>Longitudinal tensile strength of fiber</i>	$(MPa)$

### 2.2.12 Uji *Poisson's Ratio*

*Poisson's ratio* merupakan salah satu sifat dasar dari material dan mempresentasikan karakteristik mekanikal penting untuk material komposit yang dapat diaplikasikan ke berbagai bidang yang ada [62]. Uji *poisson's ratio* dilakukan dengan menentukan rasio nilai regangan deformasi arah lateral dan aksial. Untuk menghitung nilai *poisson's ratio* menggunakan persamaan sebagai berikut [63]:

$$v = -\frac{\varepsilon_l}{\varepsilon_a} \quad (2.9)$$

Dimana:

$v$	= Nilai <i>poisson's ratio</i>	
$\varepsilon_l$	= Regangan arah lateral	$(\%)$
$\varepsilon_a$	= Regangan arah aksial	$(\%)$

Untuk mengukur nilai *poisson's ratio* spesimen komposit menggunakan tiga perangkat yang dibutuhkan untuk mendapatkan hasil data, yaitu [64]:

1. *Strain gauge*

*Strain gauge* merupakan sensor yang digunakan untuk memanfaatkan perubahan regangan pada spesimen dengan memanfaatkan beda tegangan dan hambatan arus listrik.

2. *Amplifier*

*Amplifier* digunakan sebagai penguat dan menstabilkan tegangan arus listrik yang dihasilkan dari sensor *strain gauge*.

3. *Microcontroller*

*Microcontroller* digunakan sebagai data akuisisi dari analog ke digital. Juga, sebagai penghasil beda tegangan arus listrik pada *amplifier* dan sensor *strain gauge*.

Hasil yang didapatkan dari data akuisisi *poisson's ratio* masih dalam satuan beda tegangan. Sehingga, data harus dikonversikan terlebih dahulu dari beda tegangan listrik ke regangan, dengan rumus sebagai berikut [64]:

$$\Delta E_a = \frac{\Delta E_{out}}{G} \quad (2.10)$$

Dimana:

$\Delta E_a$  = Beda tegangan listrik keluar (volt)

$\Delta E_{out}$  = Beda tegangan listrik keluar sebelum *amplifier* (volt)

$G$  = *Gain amplifier* (%)

$$\varepsilon = \frac{4 \times \Delta E_a}{GF \times E_{in}} \quad (2.11)$$

Dimana:

$\varepsilon$  = Regangan (%)

$\Delta E_a$  = Beda tegangan listrik keluar (volt)

$\Delta E_{in}$  = Beda tegangan listrik masuk (volt)

$GF$  = *Gauge factor*

### 2.2.13 Uji Densitas

Tujuan dari uji densitas adalah untuk mengukur massa setiap satuan volume material. Semakin tinggi massa jenis suatu material, maka semakin besar massa setiap

volumenya [65]. Perhitungan densitas dilakukan sesuai dengan standar ASTM B311 dan dirumuskan sebagai berikut:

$$\rho = \frac{m_u}{m_a - m_u} \times \rho_a \quad (2.12)$$

Dimana:

$\rho$	= Massa jenis komposit	(kg/m <sup>3</sup> )
$m_u$	= Massa jenis komposit di udara	(kg)
$m_a$	= Massa jenis komposit di air	(kg)
$\rho_a$	= Massa jenis fluida pada suhu ruangan	(kg/m <sup>3</sup> )

Berdasarkan *rule-of-mixture* (ROM), nilai teoritis densitas komposit polimer berpenguat serat alam dapat dihitung dengan persamaan sebagai berikut [66]:

$$\rho_c = v_f \rho_f + (1 - v_f) \rho_m \quad (2.13)$$

Dimana:

$\rho_c$	= Massa jenis komposit	(kg/m <sup>3</sup> )
$v_f$	= Fraksi volume serat	
$\rho_f$	= Massa jenis serat	(kg/m <sup>3</sup> )
$\rho_m$	= Massa jenis matriks	(kg/m <sup>3</sup> )

#### 2.2.14 Bowyer-Bader Model

Model Bowyer-Bader didasarkan pada asumsi bahwa kekuatan tarik komposit matriks termoplastik dengan penguatan serat pendek adalah jumlah serat dan matriks subkritis dan superkritisnya. Menurut model Bowyer-Bader, kekuatan tarik komposit dapat dirumuskan sebagai berikut [22]:

$$\sigma_c = \sigma_f K_1 K_2 V_f + \sigma_m V_m \quad (2.14)$$

Dimana:

$\sigma_c$	= Kekuatan tarik komposit	(MPa)
$\sigma_m$	= Kekuatan tarik matriks	(MPa)
$\sigma_f$	= Kekuatan tarik serat	(MPa)

$V_m$  = Fraksi volume matriks

$V_f$  = Fraksi volume serat

$K_1$  = Orientasi serat

$K_2$  = Faktor panjang serat

Untuk serat dengan  $l > l_c$ ,

$$K_2 = \frac{l - l_c}{2l} \quad (2.15)$$

Sedangkan, untuk serat dengan  $l < l_c$ ,

$$K_2 = \frac{l}{2l_c} \quad (2.16)$$

Untuk komposit dengan serat *random-oriented*, maka nilai  $K_1 = 0.2$ .

### 2.2.15 Hirsch Model

Model Hirsch didasarkan pada kombinasi (paralel dan seri) dari *rule of mixture* yang digunakan untuk memperkirakan kekuatan komposit yang diperkuat oleh fiber berdasarkan kontribusi bobot dari pengisi serat dan matriks. Berdasarkan model Hirsch, kekuatan tarik komposit dapat dirumuskan sebagai berikut [22]:

$$\sigma_c = x(\sigma_m^1 V_m + \sigma_f V_f) + (1 - x) \frac{\sigma_m \sigma_f}{\sigma_m V_f + \sigma_f V_m} \quad (2.17)$$

Dimana:

$\sigma_c$  = Kekuatan tarik komposit (MPa)

$\sigma_m$  = Kekuatan tarik matriks (MPa)

$\sigma_f$  = Kekuatan tarik serat (MPa)

$V_m$  = Fraksi volume matriks

$V_f$  = Fraksi volume serat

$x$  = Parameter yang menentukan transfer stres antara matriks dan serat

Untuk komposit dengan serat *random-oriented*, maka nilai  $x = 0.1$ .

### 2.2.16 Tsai-Pagano Model

Model Tsai-Pagano digunakan untuk menghitung nilai modulus elastisitas dengan memasukkan data sifat dan morfologi. Model Tsai-Pagano dirumuskan sebagai berikut [67]:

$$E_t^c = \frac{3}{8} E^{11} + \frac{5}{8} E^{22}$$

$$E^{11} = E_t^m \left( \frac{1+2 \left( \frac{V_f}{d_f} \right) \eta_1 V_f}{1-\eta_1 V_f} \right), \text{ dimana } \eta_1 = \frac{\left( \frac{E_{f1}}{E_m} \right)^{-1}}{\left( \frac{E_{f1}}{E_m} \right)^{-1} + 2 \left( \frac{V_f}{d_f} \right)}$$

$$E^{22} = E_m \left( \frac{1+2\eta_2 V_f}{1-\eta_2 V_f} \right), \text{ dimana } \eta_2 = \frac{\left( \frac{E_{f2}}{E_m} \right)^{-1}}{\left( \frac{E_{f2}}{E_m} \right)^{-1} + 2} \quad (2.18)$$

Dimana:

$E_t^c$  = Modulus elastisitas komposit serat berorientasi acak ( $N/m^2$ )

$E^{11}$  = Modulus elastisitas pembebanan arah longitudinal ( $N/m^2$ )

$E^{22}$  = Modulus elastisitas pembebanan arah transversal ( $N/m^2$ )

$E_{f1}$  = Modulus elastisitas longitudinal dari serat tunggal ( $N/m^2$ )

$E_{f2}$  = Modulus elastisitas transversal dari serat tunggal ( $N/m^2$ )

$E_m$  = Modulus elastisitas matriks ( $N/m^2$ )

$V_f$  = Fraksi volume serat

Untuk mencari nilai dari modulus elastisitas transversal serat tunggal dirumuskan sebagai berikut [23]:

$$\frac{1}{E_2} = \frac{v_f}{E_{f2}} + \frac{v_m}{E_m} \quad (2.19)$$

Dimana:

$E_2$  = Modulus elastisitas transversal komposit ( $MPa$ )

$v_f$  = Fraksi volume serat

$v_m$  = Fraksi volume matriks

### 2.2.17 Cox-Krenchel Model

Model matematis ini berguna dalam memprediksi sifat mekanik makro komposit pendek yang diperkuat serat dengan memperkirakan karakteristik intrinsik serat [67]. Model Cox-Krenchel dirumuskan sebagai berikut [22]:

$$E_c = \eta_l \eta_o E_f V_f + E_m V_m$$

$$\eta_o = \cos^4(\alpha_o)$$

$$\eta_1 = 1 - \frac{\tanh\left(\frac{\beta l_f}{2}\right)}{\frac{\beta l_f}{2}}$$

$$\beta = \frac{2}{d} \sqrt{\frac{E_m}{E_{f1}(1 - \nu_m) \ln\left(\frac{\pi}{x_i V_f}\right)}} \quad (2.20)$$

Dimana:

$E_c$  = Modulus elastisitas komposit serat berorientasi acak ( $N/m^2$ )

$\eta_1$  = Distribusi panjang serat

$\eta_o$  = Faktor orientasi serat

$\alpha_o$  = Sudut pembatas orientasi serat

$\beta$  = Koefisien konsentrasi tegangan di ujung serat ( $N/m^2$ )

$\nu_m$  = *Poisson's ratio* dari matriks

$l$  = Panjang serat (mm)

Nilai dari  $\eta_o$  menurut Thomason dan Vlug (1996) untuk *laminat* berdasar serat dengan orientasi acak dalam bidang adalah 0,375 dan  $x_i = 4$  karena susunan serat dianggap persegi panjang.

### 2.2.18 Christensen Model

Pada model Christensen ini mempertimbangkan pada perilaku sistem komposit dengan dua dimensi orientasi serat acak dan juga didasari pada efek dari orientasi serat dan interaksi matriks-serat. Model Christensen dirumuskan sebagai berikut [23]:

$$E_c = \frac{V_f E_f}{3} + \frac{(1 - V_f) E_m}{3} + \frac{19}{27} E_m \left[ \frac{E_f(1 + V_f) + E_m(1 - V_f)}{E_f(1 - V_f) + E_m(1 + V_f)} \right] \quad (2.21)$$

Dimana:

$E_c$	= Modulus elastisitas komposit	$(N/m^2)$
$V_f$	= Fraksi volume serat	
$E_m$	= Modulus elastisitas matriks	$(N/m^2)$
$E_f$	= Modulus elastisitas serat	$(N/m^2)$

### 2.2.19 Manera Model

Model Manera yang digunakan pada penelitian mengasumsikan bahwa sifat mekanik dari komposit orientasi serat acak sama dengan sifat laminasi dengan jumlah lapisan tak terbatas yang berorientasi ke segala arah. Model Manera dirumuskan sebagai berikut [22]:

$$E_c = V_f \left( \frac{16}{45} E_{f1} + 2E_m \right) + \frac{8}{9} E_m \quad (2.22)$$

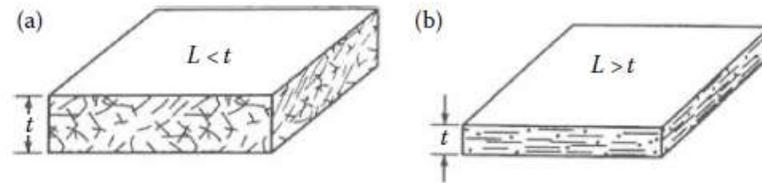
Dimana:

$E_c$	= Modulus elastisitas komposit	$(N/m^2)$
$V_f$	= Fraksi volume serat	
$E_m$	= Modulus elastisitas matriks	$(N/m^2)$
$E_{f1}$	= Modulus elastisitas longitudinal dari serat tunggal	$(N/m^2)$

### 2.2.20 Cox Model

Orientasi serat lebih penting daripada panjang serat dalam penentuan konstanta elastisitas *off-axis* dari komposit searah. Didukung dengan pengamatan bahwa model serat kontinu memberikan prediksi yang cukup akurat untuk sifat elastis komposit yang diperkuat serat berorientasi acak. Konsep rata-rata konstanta elastis pada semua kemungkinan orientasi dengan integrasi diperkenalkan oleh Cox, yang memodelkan *paper* sebagai alas planar dari serat kontinu tanpa bahan matriks [68]. Gambar 2.6 menunjukkan perbedaan antara 3D dan 2D orientasi serat acak. Untuk Gambar 2.6a menunjukkan serat berorientasi secara acak dalam tiga dimensi, dibuktikan dengan

panjang serat kurang dari ketebalannya bagian. Sedangkan Gambar 2.6b menunjukkan serat berorientasi secara acak dalam dua dimensi, dibuktikan dengan panjang serat lebih dari ketebalannya. Berikut pemodelan Cox untuk kasus 2D pada rumus 2.23,



Gambar 2.6 Orientasi serat secara acak dalam 3D dan 2D

$$E_c = \frac{E_f v_f}{3} \quad (2.23)$$

Untuk kasus 3D,

$$E_c = \frac{E_f v_f}{6} \quad (2.24)$$

Dimana:

$E_c$  = Modulus elastisitas komposit  $(N/m^2)$

$E_f$  = Modulus elastisitas serat  $(N/m^2)$

$V_f$  = Fraksi volume serat

### 2.3 Hipotesis

Berdasarkan tinjauan pustaka dan dasar teori yang telah disusun di atas dapat dihasilkan hipotesis sebagai berikut:

1. Penambahan serat cantula pada spesimen akan meningkatkan nilai kekuatan tarik, dan modulus elastisitas biomaterial.
2. Hasil prediksi kekuatan tarik dan modulus elastisitas spesimen dari kedua model mikromekanik akan tidak jauh berbeda dengan hasil eksperimen sebenarnya.