

BAB 2

LANDASAN TEORI

2.1 Tinjauan Pustaka

Fraktur tulang adalah hilangnya integritas struktur tulang yang terjadi akibat ketidakmampuan jaringan tulang untuk menoleransi gaya / beban yang diberikan [15]. Angka kejadian fraktur pada tulang kecil seperti pergelangan tangan, serta bagian distal dari tangan terus mengalami peningkatan dari tahun 1990 hingga 2019 sebesar 66,7% dengan angka disabilitas yang meningkat sebesar 66,9% [16]. Diperlukan penanganan yang tepat pada fraktur tulang, bila dilihat dari besarnya dampak yang dapat ditimbulkan.

Pada kasus fraktur tulang diperlukan tindakan operasi dan imobilisasi. Imobilisasi yang paling sering digunakan yaitu menggunakan *plate* dan *screw* atau bisa disebut *bone screw*. Sekrup tulang atau *bone screw* dapat dibuat dengan metode serbuk. Dalam pembuatannya, material berbentuk serbuk ditekan dalam sebuah cetakan. kemudian material serbuk yang sudah dipadatkan diberi perlakuan panas agar saling mengikat dan menjadi *rigid (sintering)* [17].

Pada saat ini sekrup tulang yang dijual di pasaran menggunakan *material stainless steel* atau titanium, namun kedua material tersebut sangat mahal dan dapat menyebabkan trauma pasca pencabutan sekrup tulang. Para peneliti biomaterial dunia mengembangkan magnesium karena sifat mampu terdegradasi oleh tubuh untuk mengatasi masalah tersebut. [18]. Sebagai material pembuatan sekrup tulang, magnesium dipilih karena merupakan logam yang ringan dengan massa jenis sebesar $1,74 \text{ g/cm}^3$ dan nilai modulus elastisitas sekitar 45 GPa, dimana nilai tersebut mendekati nilai modulus elastisitas tulang manusia (3 – 20 GPa), dibandingkan dengan titanium (110 GPa) dan *stainless steel* (200 GPa). Selain itu magnesium memiliki laju degradasi yang cepat dalam tubuh [6]. Jika dilihat dari sisi medis, magnesium adalah mineral penting yang dibutuhkan untuk berbagai macam fungsi fisiologis tubuh [19]. Berdasarkan penelitian tentang komposit dengan matriks serbuk magnesium bahwa, serbuk magnesium murni yang diberikan tekanan sebesar 50 MPa menggunakan *hotpress* dengan suhu 600°C dapat mencapai nilai kekuatan bending 200 MPa dan nilai ketangguhan retak $5 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ [20].

Hidroksiapatit merupakan material yang memiliki sifat stabil secara kimia, biokompatibel, bioaktif, dan tidak bersifat racun [21]. Serta, hidroksiapatit terbukti bersifat osteokonduktif dan dapat merangsang pembentukan tulang [22]. Berdasarkan penelitian sebelumnya, bahwa Hidroksiapatit (HA) nanopartikel (nHA) sebagai material pelapis (coating) dapat mengurangi tingkat degradasi dan mempertahankan kekuatan mekanik implan berbasis Mg sambil meningkatkan penyembuhan tulang karena osteokonduktivitas dan osteoinduktivitasnya. [23].

Shellac adalah polimer alam yang diperoleh dari hasil sekresi kutu lac. Penambahan *shellac* bertujuan untuk mempererat ikatan antar material dan mengurangi porositas, sehingga dapat meningkatkan sifat mekanik material [9]. Terdapat penelitian sebelumnya tentang perlakuan permukaan dengan resin *shellac* dengan variasi 0%; 1.0%; 2.0%. Hasil dari penelitian tersebut menunjukkan bahwa *bending modulus* dan *bending strength* pada material yang dilapisi resin *shellac* meningkat pada variasi 1.0% hingga 2.0% [24].

Serat cantula merupakan serat alami yang diperoleh melalui ekstraksi daun tumbuhan *Agave Cantula Roxb.* Serat cantula dapat diperoleh di daerah Kulonprogo, DIY hingga Temanggung, Jawa Tengah. Serat cantula memiliki kandungan selulosa yang cukup tinggi, yaitu sekitar 64,23%. Kandungan selulosa tinggi inilah yang membuat serat cantula berpotensi sebagai penguat komposit [11]. Terdapat penelitian sebelumnya mengenai serat cantula yang digunakan sebagai penguat komposit rHDPE dengan variasi berat 10%; 20%; 30%; dan 40%. Hasil menunjukkan bahwa, serat cantula dapat meningkatkan nilai kekuatan bending material maksimal pada variasi 30% dan nilai kekuatan bending menurun pada variasi di atasnya [25].

2.2 Dasar Teori

2.2.1 Biomaterial

Biomaterial pada dasarnya adalah bahan yang digunakan dan disesuaikan untuk aplikasi medis. Biomaterial memiliki fungsi yang tidak berbahaya, seperti yang digunakan untuk katup jantung, atau mungkin bioaktif; digunakan untuk lebih tujuan interaktif seperti implan pinggul berlapis hidroksiapatit (*Furlong Hip*, oleh Joint Replacement Instrumentation Ltd, Sheffield adalah salah satu contohnya – implan semacam itu bertahan lebih dari dua puluh tahun). Biomaterial juga

digunakan setiap hari pada pengaplikasian di kedokteran gigi, operasi, dan pengiriman obat [26].

2.2.2 Dynamic Compression Plate

Salah satu metode dalam menangani kasus fraktur pada tulang manusia adalah dengan pemasangan *dynamic compression plate* (DCP). Pelat DCP terdiri dari pelat berlubang dan baut yang berfungsi untuk mengikatkan pelat dengan tulang, seperti pada Gambar 2.1. Terdapat 2 teknik pemasangan *dynamic compression plate* (DCP) pada tubuh manusia, yang pertama adalah secara internal dimana langsung ke tulang atau di dalam kulit, dan yang kedua secara eksternal atau dipasang di luar kulit [18].



Gambar 2.1 (a) Pelat dan sekrup tulang; (b) Pemasangan DCP internal dan eksternal

Jenis pelat dan baut yang digunakan pada saat ini yaitu menggunakan bahan tahan karat (non-degradable) seperti titanium dan *stainless steel*. Akan tetapi bahan tersebut mempunyai kekurangan diantaranya kesulitan pengambilan gambar sinar-X dan berpotensi mengalami trauma pasca pencabutan baut tulang setelah proses penyembuhan. Untuk menghilangkan trauma pasca pencabutan baut, material magnesium merupakan peluang aplikasi baut tulang karena memiliki kelebihan pada sifat mekaniknya yang menyerupai tulang manusia dan merupakan material yang mudah terdegradasi [27].

2.2.3 Magnesium

Biomaterial berbasis magnesium merupakan pilihan terbaik untuk digunakan sebagai logam *biodegradable* generasi baru. Magnesium mudah larut didalam cairan tubuh yang berarti Mg yang ditanamkan dapat terdegradasi selama proses penyembuhan [28]. Sifat serbuk magnesium dapat dilihat pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Sifat serbuk magnesium [29]

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

Selain itu, sifat mekanik magnesium dan tulang manusia memiliki nilai yang dekat jika dibandingkan dengan material *bone screw* lainnya [6]. Hal ini didasarkan penelitian pada sintesis dan karakterisasi biomaterial berbasis magnesium dengan berbagai komposisi untuk menahan laju degradasi magnesium [30]. Perbandingan sifat mekanik antara magnesium dan tulang manusia dapat dilihat pada Tabel 2.2.

Tabel 2.2 Perbandingan sifat mekanik tulang dan magnesium [31].

Material	Tulang	Magnesium
Modulus Young (GPa)	5-23	1.86
Kekuatan luluh (MPa)	-	29.88
Kekuatan tekan (MPa)	164-240	183.09
Kekuatan tarik (MPa)	35-283	100.47

2.2.4 Hidroksiapatit

Hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) secara luas ditemukan sebagai mineral utama dalam tulang dan gigi hewan, dan merupakan biomaterial yang sering digunakan dalam aplikasi klinis biomedis. Karena biokompatibilitas dan degradabilitas yang sangat baik, bahan tersebut telah digunakan sebagai alat

kesehatan untuk tulang dan pelapisan bioaktif [32]. Sifat hidroksiapatit dapat dilihat pada Tabel 2.3 berikut:

Tabel 2.3 Sifat hidroksiapatit [33]

Sifat	Nilai
Titik leleh	1100°C
Massa Jenis	3.076 g/cm ³
Ketangguhan retak	0.8 – 1.9 MPa.m ^{1/2}
Kuat tekan	88 – 395 MPa

Sifat mekanik dari HA sintetis sangat ditentukan oleh ukuran partikel, morfologi, kristalinitas, dan komposisi, yang bergantung pada pemrosesan sintesis. Semakin kecil ukuran partikel hidroksiapatit maka porositasnya akan semakin kecil juga dan apabila porositasnya mengecil maka densitas suatu material akan meningkat [34]. Teori ini didukung oleh penelitian lain yaitu pengaruh ukuran partikel serbuk hidroksiapatit terhadap sifat mekanik material yang ditunjukkan pada Tabel 2.4. Dari hasil penelitian tersebut dapat ditarik kesimpulan bahwa semakin kecil ukuran partikel hidroksiapatit maka nilai sifat mekanik material akan semakin meningkat.

Tabel 2.4 Sifat mekanik variasi ukuran partikel hidroksiapatit [33].

ukuran partikel (μm)	kuat tekan (MPa)	Microhardness (GPa)	ketangguhan retak (MPa m ^{1/2})
0.168 ± 0.086	395 ± 42	8.4 ± 0.4	1.9 ± 0.2
0.52 ± 0.092	328 ± 58	7.3 ± 0.3	1.5 ± 0.3
1.16 ± 0.17	278 ± 35	6.3 ± 0.5	1.2 ± 0.2
1.48 ± 0.0627	165 ± 25	5.4 ± 0.58	1.1 ± 0.09
5.01 ± 1.02	88 ± 29	3.8 ± 0.42	0.8 ± 0.07

2.2.5 Metode Presipitasi

Metode ini merupakan salah satu metode kimia basah yang paling sering dipergunakan untuk sintesis hidroksiapatit Prekursor yang mengandung kalsium dan fosfat, seperti kalsium hidroksida ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) dan asam fosfat (H_3PO_4) diperlukan untuk menghasilkan HA melalui metode presipitasi. Dibandingkan dengan beberapa metode yang ada untuk menyintesis hidroksiapatit (HA), metode pengendapan (*precipitation*) memiliki beberapa keuntungan dalam penggunaannya untuk menyintesis HA [35]. Pembuatan hidroksiapatit menggunakan metode presipitasi memiliki beberapa keuntungan diantaranya :

1. Hasil sintesis hidroksiapatit relatif banyak dengan biaya yang murah tanpa menggunakan pelarut organik yang biasanya terlalu besar.
2. Prosesnya sederhana untuk hasilnya yang cukup besar.
3. Temperatur proses relatif rendah dan menghasilkan air sebagai produk samping sehingga ramah lingkungan.
4. Morfologi dan ukuran partikel dapat dipengaruhi oleh parameter eksternal seperti temperatur, pH, dan waktu penuaan (*aging*).
5. Menggunakan reagen-reagen yang tidak mahal dan prekursor kalsium serta fosfor dengan komposisi bervariasi dan mudah diperoleh [36].

2.2.6 Shellac

Shellac adalah polimer alam yang diperoleh dari hasil sekresi kutu lac. Penambahan shellac bertujuan untuk mempererat ikatan antar material dan mengurangi porositas, sehingga dapat meningkatkan sifat mekanik material [9]. Sekresi serangga *Laccifer Lacca* (kutu lac) menghasilkan asam karboksilat dengan jumlah kandungan yang besar, yakni 35% *Aleuritic Acid* dan 25% *Jalaric Acid*. *Shellac* dapat bertahan pada suhu 180°C selama 30 menit. Alasan pemilihan shellac karena sifatnya yang mudah terdegradasi, sifat adhesinya baik dan sangat cocok sebagai pelapis. Selain itu, bahan ini juga banyak tersedia di alam dan bersifat *renewable*. [37].

Gambar 2.2 *seedlac*

2.2.7 Serat Cantula

Serat cantula merupakan serat alam yang memiliki kandungan selulosa tinggi, yaitu sekitar 64,21% - 65,50% sehingga serat alam ini tepat digunakan sebagai penguat komposit. Serat cantula memiliki massa jenis $1,2 \text{ g/cm}^3$ sehingga tergolong ringan tetapi kekuatan tarik rata-ratanya dapat mencapai 241,26 MPa [11][38]. Kekuatan serat cantula secara maksimal dapat diperoleh dengan perlakuan khusus terhadap serat cantula seperti perendaman dengan larutan alkali atau pengaturan suhu pada proses pengeringan serat. Karena serat dapat rusak apabila perlakuannya kurang tepat [39].

Perlakuan panas pada serat cantula terbukti dapat mempengaruhi kekuatan mekanik suatu material yang mengandung serat cantula itu sendiri. Sebagai contoh serat cantula pada komposit rHDPE-cantula akan meningkat nilai kuat tariknya jika suhu oven tidak lebih dari 140°C dengan waktu 10 jam. Serat cantula juga tidak tahan terhadap suhu yang tinggi dan susah berikatan dengan material lain [38].



Gambar 2.3 Serat cantula

2.2.8 Fraksi Volume

Fraksi volume merupakan perbandingan volume antara konstituen dengan volume komposit. Fraksi volume dapat dihitung dengan persamaan [40]:

$$\sum_{i=1}^n v_i = 1$$

$$v_i = \frac{V_i}{V_c}$$

$$v_f + v_m + v_v = 1 \dots\dots\dots(2.1)$$

Dimana:

v_i	: fraksi volume bahan	(%)
v_f	: fraksi volume fiber	(%)
v_m	: fraksi volume matriks	(%)
v_v	: fraksi volume void	(%)
V_i	: volume bahan	(cm ³)
V_c	: total volume komposit	(cm ³)

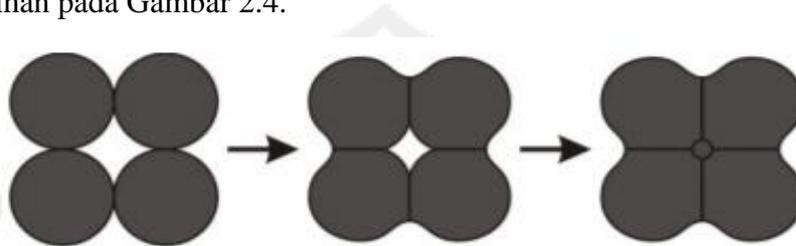
2.2.9 Metalurgi Serbuk

Proses sintering merupakan proses memadatkan dua bahan yang telah terbentuk serbuk dengan cara dipanaskan. Pada dasarnya sintering adalah peristiwa penghilangan pori-pori antara partikel bahan, pada saat yang sama terjadi penyusutan komponen, hal ini diikuti oleh pertumbuhan butir serta peningkatan ikatan antar partikel yang berdekatan sehingga menghasilkan bahan yang lebih kompak [41]. Sintering berfungsi untuk mengurangi porositas agar material tidak mudah patah dan tidak mudah pecah. Sehingga serbuk-serbuk logam akan memadu karena adanya transformasi massa akibat difusi dari atom-atom dipermukaan serbuk. Difusi ini akan membentuk ikatan-ikatan partikel yang halus antar permukaan serbuk yang dapat meningkatkan kekuatan dan sifat fisisnya [42]. Lama waktu sintering sangat berpengaruh untuk memberikan waktu antar atom untuk berdifusi sampai ke dalam spesimen, jika sintering terlalu cepat maka atom yang berdifusi hanya di permukaan saja. Parameter proses *sintering* yang dapat mempengaruhi hasil *sintering*, antara lain :

- Temperatur (T) dan waktu (t),

- b. Densitas serbuk,
- c. Bentuk struktur partikel serbuk,
- d. Komposisi serbuk

Ada tiga langkah terjadinya ikatan antar partikel pada proses sintering. Pertama terjadi kontak antara serbuk partikel, kemudian pori-pori menyusut namun masih ada batas butir antar partikel. Akhirnya batas-batas butir menghilang dan partikel menjadi homogen. Proses perubahan struktur mikro ketika proses *sintering* dapat dilihat pada Gambar 2.4.

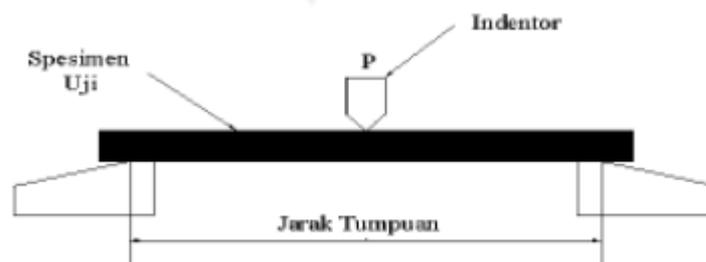


Gambar 2.4 Proses perubahan struktur mikro ketika proses *sintering*.

2.2.10 Uji Bending

Kekuatan bending material merupakan kemampuan material untuk menerima tegangan bending dari pembebanan luar tanpa mengalami kegagalan. Nilai kekuatan bending material didapat dari tegangan bending terbesar yang dapat diterima material uji. Pengujian bending menyebabkan bagian bawah spesimen mengalami tegangan tarik dan bagian atas spesimen mengalami tekanan [43].

Pada penelitian ini uji bending dilakukan dengan metode *three point bending*. *Three point bending* merupakan pengujian bending dengan dua titik tumpu spesimen yang diatur pada jarak tertentu dengan satu titik pembebanan yang diletakkan tepat ditengah-tengah titik tumpu spesimen [44]. Skema pengujian *three point bending* dapat dilihat pada Gambar 2.5.



Gambar 2.5 Skema *three point bending*

Kekuatan *bending* dapat dirumuskan sebagai berikut:

$$\sigma = \frac{3FL}{2bd^2} \dots\dots\dots(2.2)$$

Dimana:

- σ = tegangan bending (MPa)
- F = beban (N)
- L = jarak antara kedua titik tumpu (mm)
- b = lebar spesimen (mm)
- d = tebal spesimen (mm)

Sedangkan modulus elastisitas *bending* dirumuskan sebagai berikut:

$$E_b = \frac{L^3m}{4bd^3} \dots\dots\dots(2.3)$$

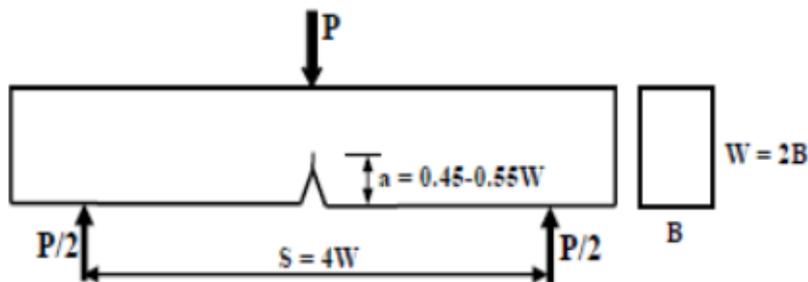
Dimana:

- E_b = modulus elastisitas *bending* (MPa)
- L = jarak antara kedua titik tumpu (mm)
- m = slope tangent pada kurva beban defleksi (N/mm)
- b = lebar spesimen (mm)
- d = tebal spesimen (mm)

2.2.11 Uji Ketangguhan Retak

Ketangguhan retak merupakan salah satu sifat mekanik yang menunjukkan kemampuan suatu material yang mengandung retakan untuk menahan terjadinya kegagalan atau patah. Ketangguhan retak mengasumsikan bahwa semakin lama ada keretakan material, semakin rendah pula tegangan yang diperlukan untuk menyebabkan kegagalan material [45].

Nilai ketangguhan retak suatu material dapat diperoleh melalui uji ketangguhan retak. Dalam uji ketangguhan retak, spesimen dibuat untuk menahan perambatan terhadap retak awal yang sengaja diberikan [46]. Pada penelitian ini uji ketangguhan retak dilakukan dengan *Single Edge Notch Bend* (SENB) dan metode *three point bending*. Skema spesimen uji ketangguhan retak dapat dilihat pada Gambar 2.6.



Gambar 2.6 Skema spesimen uji ketangguhan retak SENB

P merupakan beban kritis untuk perambatan retak (**N**), **S** adalah jarak antara kedua titik tumpu (m), **a** adalah panjang retakan awal (m), **B** adalah tebal spesimen (m), dan **W** adalah lebar spesimen (m). Nilai ketangguhan retak material (K_{Ic}) dapat diperoleh menggunakan persamaan berikut:

$$K_{Ic} = Y \frac{3PS\sqrt{a}}{2BW^2} \dots\dots\dots(2.4)$$

Dengan, $Y = 1,93 - 3,07 \left(\frac{a}{W}\right) + 14,53 \left(\frac{a}{W}\right)^2 - 25,11 \left(\frac{a}{W}\right)^3 + 25,80 \left(\frac{a}{W}\right)^4$

2.2.12 Uji Laju Degradasi

Uji laju degradasi material biasanya digunakan untuk mengetahui ketahanan suatu material terhadap korosi. Laju degradasi material dapat ditentukan melalui rasio dari pengurangan dimensi material dalam waktu tertentu [47]. Pada penelitian ini, uji laju degradasi dilakukan dengan mengamati penurunan berat spesimen uji. Nilai laju degradasi gram/hari dapat dikonversi menjadi cm/tahun menggunakan rumus berikut:

$$\frac{PD}{T} = \sqrt[3]{\frac{r \times 365}{\rho}} \dots\dots\dots(2.5)$$

Dimana PD/T merupakan pengurangan dimensi setiap tahun, r merupakan nilai laju degradasi dengan satuan gram/hari, ρ adalah nilai densitas material dalam satuan gram/cm³, dan 365 adalah asumsi jumlah hari dalam satu tahun (non kabisat). Satuan laju degradasi dari hasil PD/T adalah cm/tahun.

2.2.13 Hipotesis

Berdasarkan kerangka berpikir dan teori yang telah disusun diatas dapat dihasilkan hipotesis sebagai berikut:

1. Nilai ketangguhan retak dan nilai kekuatan bending akan semakin meningkat seiring dengan peningkatan suhu. Hal ini berkaitan dengan meningkatnya densitas dan presentase porositas yang menurun, karena semakin merapatnya partikel-partikel pada Magnesium dan hidroksiapatit sehingga ikatan butiran satu dengan yang lainnya menjadi kuat.
2. Semakin meningkatnya suhu akan memperlambat laju degradasi. Hal ini berkaitan dengan presentase porositas yang menurun.

