

## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Tulang

Tulang atau kerangka merupakan penopang tubuh vertebrata dan juga tubuh manusia. Tanpa tulang tubuh tidak bisa berdiri tegak. Sel tulang alami pada tubuh manusia mempunyai dua komposisi utama, yaitu berupa 30% zat organik dan 70% zat anorganik (Aoki, 1991). Komposisi sel tulang organik terdiri atas sel osteoblas (OB), Osteosit (OS), dan osteoklas (OK). Komposisi sel tulang anorganik terdiri dari beberapa komponen, yaitu protein kolagen, glikosaminoglikan, dan mineral yang kebanyakan terdiri dari senyawa kalsium, fosfat (hidroksiapatit), (Aoki, 1991). Kandungan mineral tulang manusia dapat dilihat pada Table 2.1

**Table 2.1. Kandungan Mineral Tulang Manusia (Aoki,1991)**

<b>Elemen Mineral</b>	<b>Ca</b>	<b>P</b>	<b>Mg</b>	<b>Na</b>	<b>K</b>	<b>C</b>	<b>Cl</b>	<b>F</b>	<b>Residu</b>
<b>Kandungan (%)</b>	34.00	15.00	0.50	0.80	0.20	1.60	0.20	0.08	47.62

#### 2.2. Sifat Fisis dan Sifat Mekanik Tulang

Tulang merupakan sebuah material komposit yang terdiri dari matriks kolagen yang diperkuat oleh kristal hidroksiapatit. Tulang terdiri dari suatu struktur selular

yang berpori (tulang ringan/tulang kanseolus) yang diselubungi oleh suatu kulit yang lebih padat. Sifat mekanik tulang berupa porositas dan kerapatannya bervariasi dan bergantung pada lokasi, pembebanan di daerah tersebut. Kerapatan menentukan kekuatan dan kelakuan tulang yang tumbuh berkembang untuk menahan tubuh yang ada (Smallman, 2007). Sifat-sifat makroskopik tulang manusia dapat dilihat pada Tabel 2.2 di bawah ini.

**Table 2.2. Sifat Makroskopik Tulang Manusia (Michael et.al, 2002)**

	<b>Modulus (GPa)</b>	<b>Kekuatan Tarik (MPa)</b>	<b>Kekuatan Tarik (MPa)</b>	<b>Kekerasan (VHN)</b>	<b>Porositas (%)</b>	<b>Densitas (g/cm<sup>3</sup>)</b>
<b>Tulang kortikal</b>	17.7-27	45-175	30-160	85-89	5-10	3.1-3.2
<b>Tulang kanseolus</b>	0.4	7.4	-	-	75-95	-
<b>Tulang gigi</b>	11.0	40-275	90-300	71	-	1.9

### 2.3. Biomaterial

Biomaterial secara umum adalah suatu material tak-hidup yang digunakan sebagai perangkat medis dan mampu berinteraksi dengan sistem biologis (Michael et.al, 2002). Adanya interaksi ini mengharuskan setiap biomaterial memiliki sifat biokompatibilitas, yaitu kemampuan suatu material untuk bekerja selaras dengan tubuh tanpa menimbulkan efek lain yang berbahaya.

Bidang biomaterial mengarah pada ilmu material dan bidang ilmu biologi serta kimia. Material buatan manusia meningkat sesuai dengan penggunaan aplikasinya seperti pada *drug-delivery*, terapi gen, perancah untuk rekayasa jaringan, penggantian bagian tubuh, serta alat biomedis dan bedah. Peningkatan ini sejalan dengan meningkatnya kebutuhan manusia akan tingkat kehidupan yang lebih baik. Jenis-jenis biomaterial berdasarkan bahan materialnya, antara lain biologam, biopolimer, biokeramik, dan biokomposit. (Smallman, 2007).

Suatu material yang diimplantasikan ke dalam tubuh manusia maka akan menimbulkan satu respon jaringan tempat dimana biomaterial tersebut diimplanmtasikan. Respon tersebut di kategorikan menjadi salah satu dari empat respon yaitu pertama jika material tersebut bersifat toksit maka jaringan sekelilingnya mati, yang kedua yaitu jika material bersifat inert secara biologi maka akan timbul semacam jaringan berserat di sekeliling jaringan material implan terutama untuk material berbahan logam dan polimer. Ketiga yaitu jika material bersifat *resorbable* maka material tersebut akan larut dan jaringan di sekelilingnya akan menggantikan setelah beberapa periode tertentu, tetapi sifat ini tidak untuk semua aplikasi jaringan.

### **2.3.1. Sifat Mekanik Material Implan**

Biomaterial dalam aplikasinya selalu menggunakan semua dari jenis material yaitu bisa berupa logam, keramik, polimer, dan juga komposit.

### 2.3.1.1. Logam.

Logam digunakan sebagai bahan biomaterial karena memiliki kelebihan yaitu sifatnya logam yang kuat (*strength*), keuletan dan ketangguhan. Selain memiliki kelebihan, logam juga memiliki kekurangan yaitu mudah korosi dan memiliki densitas besar. Material logam yang banyak digunakan sebagai bahan biomaterial contohnya *stainless steels*, *cobalt alloy* dan *titanium alloy*. Sifat-sifat mekanik dari material logam dapat dilihat dalam Tabel 2.3 di bawah ini.

**Table 2.3. Sifat Mekanik Material Logam (Smallman, 2007)**

<b>Material</b>	<b>Modulus Elastis (GPa)</b>	<b>Ketahanan (MPa)</b>
<b>Stainless Steels</b>	190	241-448
<b>Cobalt Alloy</b>	210-232	207-310
<b>Titanium Alloy</b>	210-160	300-689

### 2.3.1.2. Polimer

Polimer digunakan sebagai bahan biomaterial karena memiliki kelebihan yaitu *resipient*, bioaktif, *resorbable* dan mudah dibuat. Selain memiliki kelebihan, polimer juga memiliki kekurangan yaitu tidak kuat, mudah berubah bentuk terhadap waktu dan bisa degradasi. Material polimer yang banyak digunakan sebagai bahan biomaterial contohnya polietilen, PMMA (*polymethyl methacrylate*) yang biasanya digunakan sebagai aplikasi pembuatan lensa mata, UHMWPE (*ultra high molecular weight polyethylene*) yang biasanya digunakan sebagai aplikasi pembuatan sendi buatan. Sifat-sifat mekanik dari material polimer dapat dilihat dalam Tabel 2.4 di bawah ini.

**Table 2.4. Sifat Mekanik Material Polimer (Smallman, 2007)**

<b>Material</b>	<b>Modulus Elastisitas (GPa)</b>	<b>Densitas (g/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Kekuatan Tarik (MPa)</b>
<b>Polietilen</b>	0.9-1.6	0.952-0.965	26.2-33.1
<b>PMMA (Polyethacrylate)</b>	2.55	-	59
<b>UHMWPE</b>	0.8-1.0	0.930-0.945	19.3-21.0

### 2.3.1.3. Keramik

Keramik digunakan sebagai bahan biomaterial karena memiliki kelebihan yaitu sifatnya yang sangat biokompatibel, inert, modulusnya yang besar, kompresi kekuatannya besar dan estetikanya bagus. Selain memiliki kelebihan, polimer juga memiliki kekurangan yaitu sifatnya getas, *poor fatigue resistansi*, dan susah dibuat. Material keramik yang banyak digunakan sebagai bahan biomaterial contohnya hidroksiapatit, Alumina dan Zirkonia yang digunakan untuk ortopedik. Sifat-sifat mekanik dari material Alumina dan Zirkonia dapat dilihat dalam Tabel 2.5 di bawah ini.

**Table 2.5. Sifat Makroskopik Alumina dan Zirkonia (Smallman, 2007)**

<b>Sifat</b>	<b>Strength (MPa)</b>	<b>Ukuran Butir (<math>\mu</math>)</b>	<b>Densitas (g/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Modulus Elastis (GPa)</b>
<b>Alumina</b>	580	$\leq 1.8$	3.98	380
<b>Zirkonia</b>	900	$\leq 0.5$	6.00	210

#### 2.3.1.4. Komposit

Komposit merupakan material yang terbentuk dari 2 atau lebih jenis material yang berbeda. Material logam, polimer dan keramik memiliki keunggulan dan kelemahan masing-masing sebagai bahan biomaterial. Material komposit yang menyatukan sifat keunggulan dan kekurangan dari masing-masing material sehingga memiliki sifat biomaterial yang lebih baik. Biokomposit merupakan upaya pembuatan biomaterial yang lebih baik tetapi biokomposit sangat sulit untuk dibuat.

#### 2.4. Biokeramik Hidroksiapatit (HAp)

Hidroksiapatit (HAp) adalah biokeramik atau senyawa anorganik yang mempunyai kandungan terbanyak berupa kalsium fosfat. Tulang dan gigi manusia mengandung Hidroksiapatit dengan rumus kimianya  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . Komposisi hidroksiapatit dalam tulang sebesar 65-70% dan dalam gigi sebesar 90-95% (Dana, 1964). Komposisi hidroksiapatit murni sebesar 39.68% Ca dan 18.54% P, perbandingan Ca/P sebesar 2.151, perbandingan molar Ca/P sebesar 1.67, dan titik leleh sebesar 1670 °C (Yildirim,2004)

Sifat-sifat dari biokeramik hidroksiapatit adalah berpori, terserap tulang, bioaktif, tidak korosi, inert, dan tahan aus. Hidroksiapatit mempunyai kandungan kimia yang sama dengan tulang yaitu kalsium dan fosfat, sehingga mampu berikatan secara langsung dengan jaringan tubuh makhluk hidup. Selain itu, hidroksiapatit juga bersifat *resorbable* maka akan larut dan jaringan di sekelilingnya akan menggantikannya setelah beberapa periode. Material biokeramik hidroksiapatit baik

berbahan dasar komersial maupun berbahan mineral alam yang memenuhi standart medis berbentuk serbuk, bahan berpori, bahan padatan, atau bahan komposit.

Biomaterial hidroksiapatit dapat dihasilkan dari koral laut dan batu gamping, yaitu dengan mengambil kadar unsur kalsium dan mineral tersebut, kemudian dengan penambahan unsur fosfat untuk dibentuk hidroksiapatit. Teknik yang digunakan adalah tehnik sol gel yaitu proses kimia berupa hidrolisa dan kondensasi yang melibatkan transisi material. Pada proses ini, partikel padatan dalam pelarut cair diubah menjadi bentuk gel. Pada proses ini dihasilkan perbandingan molar Ca/P adalah 1.67. Sifat mekanik hidroksiapatit dapat dilihat pada Tabel 2.6 di bawah ini.

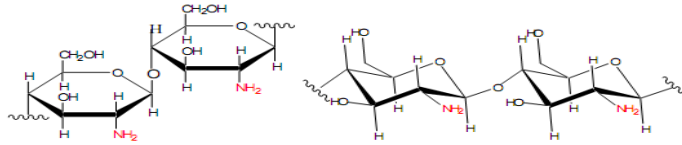
**Tabel 2.6. Sifat Mekanik Hidroksiapatit (Park. John B, 2003)**

Sifat Makroskopik	Modulus (Gpa)	Kekuatan Tekan (Mpa)	<i>Bending strength</i> (MPa)	Kekerasan (VHN)	Rasio Poisson	Densitas (gram/cm <sup>3</sup> )
HAp	40 – 117	294	147	3.43	0.27	3.16

## 2.5. Kitosan

Kitosan (2-asetamida-deoksi- $\alpha$ -D-glukosa) adalah sebuah biopolimer yang umumnya diperoleh dari proses deasetilasi kitin. Kitin merupakan biopolimer alam paling melimpah kedua setelah selulosa. Senyawa kitin atau ( $\alpha$ (1-4)-N-asetil-D-glukosamin) dapat dipertimbangkan sebagai suatu senyawa turunan selulosa, gugus hidroksil pada atom C-2 digantikan oleh gugus asetamido (Pujiastuti,2001). Kitin yang telah dihilangkan gugus asetilnya melalui proses deasetilasi disebut kitosan.

Kitosan (2-asetamida-deoksi- $\alpha$ -D-glukosa) tidak larut dalam pelarut alkali karena adanya gugus amina (Triana et al., 2004). Struktur selulosa, kitin dan kitosan dapat dilihat pada gambar di bawah ini.



**Gambar 2.1. Struktur kitosan (Triana,2004)**

Kitosan merupakan sebuah polisakarida kationik alami dan memiliki sifat biokompatibel, biodegradabel yang bagus serta dapat meningkatkan adhesi dan ekspresi fungsional osteoblas karena kesamaanya dengan struktur glikosaminoglikan sehingga kitosan banyak digunakan dalam bidang biomedis (Nabakumar et al, 2009). Para peneliti telah membuktikan bahwa material dengan struktur porositas yang tinggi memberikan banyak ruang bagi sel untuk berkembang sehingga memiliki sifat biologis yang bagus. Jadi kitosan berpori potensial sebagai material pengganti jaringan tulang (Nabakumar et al, 2009). Karakterisasi kitosan dapat dilihat pada Tabel 2.8.

**Table 2.7. Karakterisasi Kitosan (Triana,2004)**

Spesifikasi	Kadar Air	Kadar Mineral	Derajat Deasetilisasi	Berat Molekul	Derajat Polimerisasi
Deskripsi	(3.26 $\pm$ 0.45) %	(10.11 $\pm$ 0.38) %	(74.78 – 77.99) %	889.78	5



## 2.6. Analisis Komposisi dan Sifat Makroskopik Hidroksiapatit/Kitosan

Beberapa parameter makroskopik yang dibutuhkan agar dapat digunakan sebagai implant tulang meliputi densitas, porositas, kekuatan tekan, kekerasan dan kekuatan tarik.

### 2.6.1. Densitas

Densitas atau kerapatan adalah jumlah massa dalam satu unit volume. Dinyatakan dalam unit gram per sentimeter ( $g/cm^3$ ). Densitas secara umum digunakan untuk mengetahui kepadatan sampel. Densitas dapat ditentukan dengan perbandingan antara massa ( $m$ ) dengan volume ( $V$ ) dalam persamaan

$$\rho = \frac{m}{V} \dots \dots \dots (2.1)$$

### 2.6.2. Porositas

Porositas didefinisikan sebagai perbandingan jumlah volume pori-pori yang dimiliki suatu bahan dengan volume keseluruhan suatu bahan. Porositas suatu benda dapat diukur salah satunya dengan menggunakan metode *Liquid Displacement* (Zhang Y dan Zhang M, 2001), yang persamaannya seperti berikut:

$$P = \frac{m_1 - m_0}{\rho V_0} 100 \% \dots \dots \dots (2.2)$$

Dengan  $P$  = Porositas

$m_0$ , dan  $m_1$  = Massa awal dan akhir sampel

$\rho$  = Densitas etanol absolut,  $V_0$  = Volume sampel

### 2.6.3. Kekuatan Tekan

Kekuatan tekan tergantung pada tegangan yang diberikan pada sampel dan luas penampang sampel. Kekuatan tekan didefinisikan sebagai ukuran ketahanan sampel terhadap tekanan yang diberikan pada sampel sebelum sampel tersebut rusak. Nilai Kekuatan tekan dapat diperoleh dari persamaan berikut (Nuriana, 2005):

$$\sigma = \frac{F}{A} \dots \dots \dots (2.3)$$

Dengan  $\sigma$  = Stress (Pa)

$F$  = Gaya (N)

$A$  = Luas penampang sampel

### 2.6.4. Kekuatan Tarik

Kekuatan tarik diukur dengan pemberian beban *tensile* secara langsung pada sampel, untuk menjamin sampel tercekam secara baik maka bagian ujungnya biasanya dibuat lebih besar dari pada bagian tengahnya. Bahan yang getas sangat mudah patah pada ujung sampel (bagian yang dicekam) (Combe,1992).

Prinsip kekuatan tarik adalah menghitung besarnya beban tarik maksimum persatuan luas. Kuat tarik merupakan kekuatan tegangan maksimum bahan untuk menahan beban yang diberikan, yaitu

$$\sigma = \frac{F}{A} \dots \dots \dots (2.4)$$

dengan :  $\sigma$  = Stress ( N/m<sup>2</sup> )

F = Beban ( N )

A = Luas permukaan ( m<sup>2</sup> )

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \dots \dots \dots (2.5)$$

dengan : $\varepsilon$  = Regangan

L = Panjang akhir sampel uji ( cm )

Lo = Panjang awal sampel uji ( cm )

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \dots \dots \dots (2.6)$$

dengan :E = Modulus young (N/m<sup>2</sup>)

### 2.6.5. Kekerasan (*Hardness*)

Kekerasan merupakan ukuran ketahanan bahan terhadap deformasi tekan/penetrasi yang bersifat tetap (permanen). Pengukuran kekerasan yang paling banyak digunakan dalam penelitian ini adalah *vickers hardness test*, karena dapat dilakukan untuk material yang keras sampai lunak dengan menggunakan skala pembebanan yang sama. Prinsip pengukuran *vickers hardness test* adalah aplikasi pembebanan dengan penekanan pada permukaan sampai menggunakan intan berbentuk piramida dengan sudut kemiringan 136 derajat. (Susilowati, 2003).

Angka kekerasan vickers (VHN) didefinisikan sebagai hasil bagi (koefisien) dari beban uji (F) dengan luas permukaan bekas luka tekan dari indenter

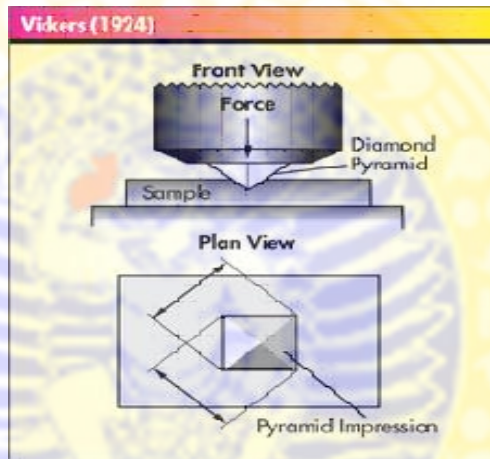
(diagonalnya) ( $A$ ) yang dikalikan dengan  $\sin (136^{\circ}/2)$ . Persamaan untuk menentukan besarnya nilai kekerasan dengan metode vickers yaitu :

$$VHN = 1.854 \frac{F}{d^2} \dots \dots \dots (2.7)$$

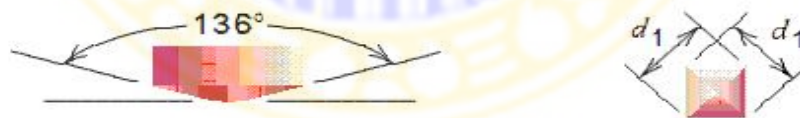
Dengan  $VHN$  = Angka kekerasan Vickers

$F$  = Beban (Kgf)

$d$  = Diagonal (mm)



**Gambar 2.2. Pengujian Vickers**



**Gambar 2.3. Bentuk Idendor Vickers**