

## BAB II

### DASAR TEORI

#### 2.1 Tinjauan Pustaka

Chen, dkk (2008) meneliti tentang efek *Yttria-Stabilize Zirconia on the Properties* (YTZP) pada *Flourine-Substited* dengan preparasi keramik hidroksiapatit menggunakan sintering bertekanan. Penelitian dimaksudkan untuk mengetahui karakterisasi material menggunakan XRD (*X-Ray Diffraction*), SEM (*Scanning Electron Microscopy*), kekerasan, ketangguhan retak.

Preparasi material yakni dengan variasi HA dengan YTZP dengan komposisi 5% wt, 10% wt, 15% wt, 20% wt, 40% wt, dan 60% wt YTZP. Material di kompakasi bertekanan 300 MPa dan di sintering dengan suhu 1400°C selama 2 jam dengan kenaikan suhu di set 4°C/menit. Hasil dari penelitian yakni mengkonfirmasi fasa kemurniaan HA-YTZP dengan menggunakan XRD, kemudian mengamati permukaan HA-YTZP dengan menggunakan SEM. Nilai kekerasan dan ketangguhan retak menurun seiring dengan bertambahnya % wt YTZP.

Herliansyah dkk, (2009) meneliti tentang pengaruh temperatur *sintering* pada sifat *bovine hydroxyapatite* (BHA) yang dikompaksi. Penelitian dimaksudkan untuk mengetahui efek dari temperatur sintering pada densitas, kekerasan, fasa kemurniaan dari *bovine hydroxyapatite* (BHA) untuk aplikasi medis misalnya *bone graft*.

Preparasi dari serbuk BHA yakni dengan menggunakan tulang kortikal berukuran 10 mm x 10 mm x 5 mm yang dikalsinasi pada suhu 900°C dengan kenaikan suhu 5°C/menit selama 2 jam dan kemudian didinginkan dalam suhu kamar. Kemudian dihancurkan dengan mortar untuk mendapatkan serbuk BHA dan dilakukan pengayakan hingga menjadi *mesh* 400µm. Serbuk BHA dikompaksi dengan tekanan 156 MPa dengan cetakan berdiameter 20 mm berbentuk silinder. Variasi suhu *sintering* yakni 1000, 1100, 1200, 1300, dan 1400°C, dengan kenaikan suhu 5°C/menit selama 2 jam.

*commit to user*

Karakterisasi serbuk BHA dilakukan dengan XRD (*X-Ray Diffraction*) (model: 6000 shimadzu) CuK $\alpha$  kecepatan scan 7°/menit dan pergeseran sudut 0.02°. FTIR (*Fourier transform infrared*) ditunjukkan dengan 360 FTIR *spectrometer*. Dan SEM (*Scanning electron microscope*) (SEM: Hitachi S4200B). Hasil dari penelitian yakni nilai pola difraksi dari XRD BHA (2 $\theta$ : 31.760°, 32.160°, 32.900°) dan BHA sudah menjadi HA, ternampak dari ketiga puncak sudut. Hasil paling stabil BHA pada suhu sintering 1000°C karena BHA tetap menjadi HA, pada suhu 1300°C BHA mengalami nilai kekerasan yang paling optimal yakni 2.403 GPa (245 VHN).

Khalil, (2012) meneliti tentang pengembangan Nanostruktur Mg/Hap *Nanocomposite* dengan panas induksi frekuensi tinggi berproses sintering. Penelitian dimaksudkan untuk mengetahui karakterisasi material dengan menggunakan XRD (*X-Ray Diffraction*), SEM-EDS (*Scanning Electron Microscopy*), nilai kekerasan, nilai kuat tekan, dan densitas pada komposit tersebut. Material yang digunakan yakni material HA nano. Persiapan yang dilakukan dalam penelitian yakni membuat variasi antara HA dengan Mg. Variasinya yakni (0-10% wt).

Hasil yang didapat yakni mengkonfirmasi apakah telah terbentuk fasa kemurniaan HA nano dengan XRD. Pengamatan SEM-EDS untuk mengamati serbuk HA/Mg serta mengetahui kandungan dari serbuk nano Hap/Mg. Nilai kekerasan dan kuat tekan meningkat seiring dengan bertambahnya % wt HA. Nilai densitas menurun seiring bertambahnya % wt HA.

Tontowi dkk, (2012) meneliti tentang *scaffold* dari BHA dengan *polyvinylalcohol* (PVA) *coating*. Penelitian dimaksudkan untuk mengetahui kuat tekan dan karakterisasi material BHA yang diberi penguat menggunakan PVA. Material yang digunakan yakni *scaffold* dari tulang sapi yang diberi penguat PVA yang bersifat biokompatibel sehingga sesuai dengan kebutuhan kuat kompresi dan kompatibilitas dalam prakteknya.

Persiapan spesimen berupa *bovine scaffold* berukuran 5 mm x 5 mm x 5mm, PVA, *bone graft* komersial sebagai pembanding. Variasi temperatur kalsinasi yakni 300, 600, 900, dan 1200°C selama 2 jam. Variasi penguat PVA

dari 1%; 3%; 5% wt. Pengamatan yang dilakukan yakni pengamatan XRD dan SEM. Hasil dari proses kalsinasi ditunjukkan dengan warna *bovine bone scaffold* 300;hitam, 600;abu-abu, 900;putih, dan 1200°C;putih.

Hasil pengamatan XRD ditunjukkan bahwa kenaikan temperatur memberikan pola difraksi yang sama, namun puncak-puncaknya semakin tajam. Dari hasil pengamatan pola difraksi pada suhu 300°C dan 600°C memberikan pola difraksi dengan puncak-puncak yang lebar dan intensitas yang rendah. Ukuran porositas nya antara 200-300  $\mu\text{m}$  dari hasil pengamatan SEM, berdasarkan hasil uji kuat tekan nilai kuat tekan *Scaffold* bHA sebelum dikalsinasi nilai nya meningkat dibanding setelah kalsinasi, dikarenakan semakin tinggi temperatur membuat kuat tekan menjadi semakin rendah sehingga membuat *scaffold* bHA menjadi getas. Nilai kuat tekan dari *Bovine Bone* (BB) yakni 4,97 MPa, serta nilai kuat tekan dari *Bovine Hydroxyapatite* (BHA) yakni 1,7 MPa pada temperatur 1200°C.

Teh dkk, (2014) meneliti tentang efek kalsinasi dari perlakuan *sintering* untuk *hydroxyapatite*. Penelitian dimaksudkan untuk mengetahui efek dari perlakuan *sintering* sintesis serbuk HA setelah dikalsinasi pada suhu 700, 800, 900, dan 1000°C. Sintesis Serbuk HA dilakukan dengan dikalsinasi serbuk HA dari 700°C sampai 1000°C dengan kenaikan suhu 10°C/menit selama 2 jam dan didinginkan pada suhu ruangan dengan penurunan suhu 10°C/menit. Proses pengkompaksian HA untuk membentuk *green body* dilakukan dengan melakukan penekan 200 MPa dan kemudian dipanaskan hingga suhu 1050-1350°C dengan kenaikan dan penurunan suhu 2°C/menit selama 2 jam.

Karakterisasi serbuk HA dilakukan dengan XRD (Rigaku geiger Flex, Japan), FTIR (Bruker IFS 66 VS, Germany), dan untuk pengujian mekanis dilakukan pengujian *microvickers hardness* (matsuzawa, Japan). Hasil dari penelitian yang dilakukan untuk serbuk HA yang dikalsinasi dengan suhu 700, 800, 900, dan 1000°C terlihat bahwa serbuk HA berwarna putih pada suhu (tanpa perlakuan; 700, 800, 900, 1000°C). Nilai pola intensitas difraksi dari Serbuk HA yang dilakukan pengamatan XRD dengan perlakuan *sintering* dan non *sintering*

tidak terdapat efek dan fasa tetap stabil menjadi HA. Spektrum FTIR menjelaskan kandungan yang ada yakni OH dan HA.

Pengujian kekerasan *microvickers* menunjukkan bahwa nilai maksimum kekerasan yakni 7.23 GPa (737.2 VHN) (tanpa kalsinasi dan suhu sinter 1150°C). Nilai kekerasan terendah untuk suhu kalsinasi 1000°C yakni 1.65 GPa (168.2 VHN) (suhu kalsinasi 1000°C dan suhu sinter 1050°C), nilai kekerasan tertinggi untuk suhu kalsinasi 1000°C yakni 5.36 GPa (546.5 VHN) (suhu sinter 1250°C). Pada suhu sintering tertinggi 1350°C (kalsinasi dan non kalsinasi) mengalami penurunan kekerasan kembali.

Pujiyanto dkk, (2015) meneliti tentang perlakuan *sintering* dan pengujian *diametral tensile strength* (DTS) pada *hydroxyapatite-zirconia composite*. Penelitian dimaksudkan untuk mengetahui perlakuan sintering pada suhu 1450°C dan pengujian DTS untuk material komposit HA-ZrO<sub>2</sub>. Material HA terbuat dari *gypsum waste* (Gw) sudah di sintesis. HA dicampur dengan ZrO<sub>2</sub> dengan perbandingan 0, 20, 30, dan 40 % wt selama 6 jam proses pencampuran. Kemudian di cetak menggunakan mesin *press* bertekanan 100 MPa dengan cetakan dengan material logam.

Spesimen untuk pengujian DTS berdiameter 6 mm dan tinggi 3 mm. Kecepatan penekan yakni 5 mm/menit sampai material hancur. Serbuk HA dikarakterisasi dengan menggunakan XRD, SEM, dan *diametral tensile strength*, dimana hasil dari pola intensitas XRD dari HA (2 2 0), (0 2 10) dan (2 0 20) dan HA-ZrO<sub>2</sub> (2 2 0), (0 2 10) dan (2 0 20). Pengamatan SEM ukuran butir dari zirconia 30µm. Pengujian DTS nilai kuat tekan yang terendah yakni 4.956 MPa (0% wt), dan nilai kuat tekan paling optimum yakni 7.766 MPa (40% wt) setelah dilakukan nya *sintering*.

Triyono dkk, (2015) meneliti tentang hidroksiapatit (HA) *scaffold* campuran *shellac* untuk menaikkan *compression strength*. HA diproses dari tulang sapi (*bovine bone*) diikatkan dengan perekat dari resin hasil sekresi kutu lak (*shellac*), komposisi *shellac* yakni 2,5%; 5%; 7,5% dan 10% wt dan satu perbandingan sebagai variasi kontrol. Bentuk spesimen dari *bovine bone*

berbentuk porus dengan ukuran 13 x 13 x 13 mm, kemudian dilanjutkan dengan kalsinasi mencapai 1200°C selama 2 jam.

Penelitian dimaksudkan untuk mengetahui penambahan *shellac* dalam HA untuk aplikasi pengisi tulang (*bone filler*), karakteristik HA dengan menggunakan SEM dan nilai dari *compression strength* dengan *load* 50 kg. Komposisi rasio pencampuran *shellac* dan HA (2,5%; 5%; 7,5%; dan 10% *weight*). Hasil pengujian *compression strength* yang paling tinggi yakni 5.2 MPa dan yang paling rendah yakni 2.62 MPa. Ukuran butir porositasnya 100-400µm.

## 2.2 Dasar Teori

### 2.2.1 Biomaterial

Biomaterial secara umum diartikan sebagai material yang ditanam didalam tubuh manusia untuk menggantikan jaringan organ tubuh yang terserang penyakit, rusak atau cacat. Biomaterial adalah suatu material dengan sifat baru yang digunakan sebagai perangkat medis dan mampu berinteraksi dengan sistem biologis. Biomaterial merupakan bidang dengan berbagai disiplin ilmu yang membutuhkan pengetahuan dan pemahaman mendasar dari sifat-sifat material secara umum dan interaksi material dengan lingkungan biologis. Biomaterial diklasifikasikan kedalam 4 kelompok kimia antara lain, polimer, komposit, logam dan keramik. Biomaterial diklasifikasikan kedalam 3 kelompok dalam penggunaannya antara lain, biokompabilitas, bionert, dan bioaktif. Dapat disimpulkan bahwa biokeramik adalah keramik yang digunakan untuk kesehatan pada tubuh manusia.

### 2.2.2 Biokeramik

Biokeramik adalah keramik yang secara khusus dimanfaatkan untuk memperbaiki dan merekonstruksi bagian tubuh yang terkena penyakit atau cacat. Biokeramik merupakan salah satu jenis bahan keramik yang baik sebagai produk yang digunakan dalam kedokteran dan industri, terutama sebagai implan ataupun organ pengganti. Biokeramik memiliki sifat biokompabilitas, stabilitas kimia, ketahanan aus yang tinggi dan memiliki komposisi yang sama dengan bentuk

mineral dari jaringan keras dalam tubuh (tulang dan gigi) (Herliansyah dkk, 2009).

Berdasarkan adaptasinya biokeramik dibedakan menjadi empat, yaitu; biokeramik bionert, biokeramik terserap ulang, biokeramik bioaktif, dan biokeramik berpori. Biokeramik bionert yakni biokeramik yang tebal daerah permukaan yang rendah dan antar permukaan biokeramik dengan tebal daerah permukaan tidak terikat secara kimia maupun biologis sehingga sistem pelekatan biasanya hanya secara mekanis. Pada lapisan permukaan akan terbentuk suatu kapsul berserat yang tidak terikat secara baik pada jaringan keras maupun jaringan lunak (alumina dan zirkonia).

Biokeramik terserap ulang dirancang untuk resorpsi secara perlahan dalam jangka waktu tertentu secara bersamaan akan digantikan oleh jaringan alamiah baru dengan lapisan antara permukaan yang sangat tipis menstimulasi tulang untuk tumbuh pada bahan keramik dan melalui pori-porinya melanjutkan transformasi secara total dari bahan-bahan yang masuk ke dalam tulang yang tinggal (trikalsium fosfat). Biokeramik bioaktif memiliki respon biologis khas pada antar permukaan sehingga terbentuk ikatan antar jaringan dan bahan tersebut. Lazimnya dasar materi yang menyerupai komponen anorganik bagian tulang disertai kemampuan melarut yang dapat memberikan ikatan secara langsung terhadap implan (hidroksiapatit, bioaktif, dan *fiberglass*). Biokeramik berpori untuk pertumbuhan dalam jaringan yang dikenal dengan biokeramik inert mikropori daerah permukaan memiliki pori-pori dalam ukuran mikro dimana terjadi pertumbuhan dan jaringannya ke pori permukaan atau keseluruhan implanasinya (logam berlapis HA). Biokeramik juga dapat berupa kristal tunggal seperti saffir, polikristal (alumina atau HA, *fiberglass*, komposit seperti *fiber stainless steel* yang diperkuat serat atau politilen HA).

### 2.2.3 Hidroksiapatit

Hidroksiapatit adalah sebuah molekul kristalin yang intinya tersusun dari fosfor dan kalsium dengan rumus molekul  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . Molekul ini menempati porsi 65% dari fraksi mineral yang ada di dalam tulang manusia.

Material ini juga terdapat pada struktur gigi manusia di dalam *dentine* dan *enamel*. Oleh karenanya, peranan material ini dalam dunia kesehatan sangatlah penting. Hidroksiapatit (HA) juga merupakan salah satu bahan biokeramik yang digunakan untuk biomedik karena komponen mineral yang terdapat didalamnya sama dengan komponen mineral pada tulang dan gigi manusia.

Sifat utama dari hidroksiapatit (HA) yakni memiliki Biokompabilitas, Bioaktif, dan *Bioresorbable*. Biokompabilitas maksudnya adalah material tersebut tidak menyebabkan reaksi penolakan dari sistem kekebalan tubuh manusia karena dianggap sebagai benda asing. Bioaktif akan sedikit terlarut tetapi membantu pembentukan sebuah lapisan permukaan apatit biologis sebelum langsung berantarmuka dengan jaringan dalam skala atomik, yang mengakibatkan pembentukan sebuah ikatan kimia langsung ke tulang. *Bioresorbable* akan terbentuk dan tumbuh pada sembarang permukaan tak-beraturan namun tidak harus antarmuka langsung dengan permukaan material, biasanya *bioresorbable* digunakan sebagai *scaffold* atau pengisi (*filler*) yang menyebabkan substitusi ke dalam jaringan.

Pada pembuatan HA, diperlukan sumber kalsium yang tinggi seperti cangkang telur, gipsum, dan kerang darah sebagai bahan dasar pembuatan HA. Bahan-bahan tersebut direaksikan dengan amonium hidroksi fosfat  $(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$ . Bahan tradisional pengganti tulang yang sudah umum yakni seperti *autografts* (tulang berasal dari individu penerima implan), *allografts* (tulang berasal dari individu pendonor), dan *xenograft* (tulang berasal dari spesies lain seperti sapi), tidak tahan lama sehingga menyebabkan resiko infeksi dan berdampak pada pengurangan kekebalan tubuh, sehingga mempengaruhi kualitas tulang pengganti tersebut.

### 2.2.3.1 Sifat Mekanik

Pemilihan material yang digunakan dalam suatu proses permesinan akan berpengaruh terhadap sifat mekanik dan fisik dari material tersebut. Untuk bentuk dari HA sendiri memiliki nilai kekerasan yang lebih tinggi dibandingkan dengan HA komersil. Dengan memperkecil ukuran partikel dari serbuk HA maka

porositasnya akan mengecil pula dan mengecilnya porositas dari tiap material akan meningkatkan densitas dari suatu partikel. Mengenai analisa sifat mekanis pada hidroksiapatit dengan ukuran partikel yang berbeda. Nilai sifat mekanis dari variasi partikel hidroksiapatit ditunjukkan Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Sifat mekanis dari variasi partikel hidroksiapatit (Dasgupta, dkk. 2010. 2013)

Ukuran Partikel	Kuat Tekan (MPa)	Microhardness (GPa)	Kekuatan Retak (MPa m <sup>1/2</sup> )
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 ± 0.627**	165 ± 25**	5.4 ± 0.58**	1.1 ± 0.09**
5.01 ± 1.02**	88 ± 29**	3.8 ± 0.42**	0.8 ± 0.07**

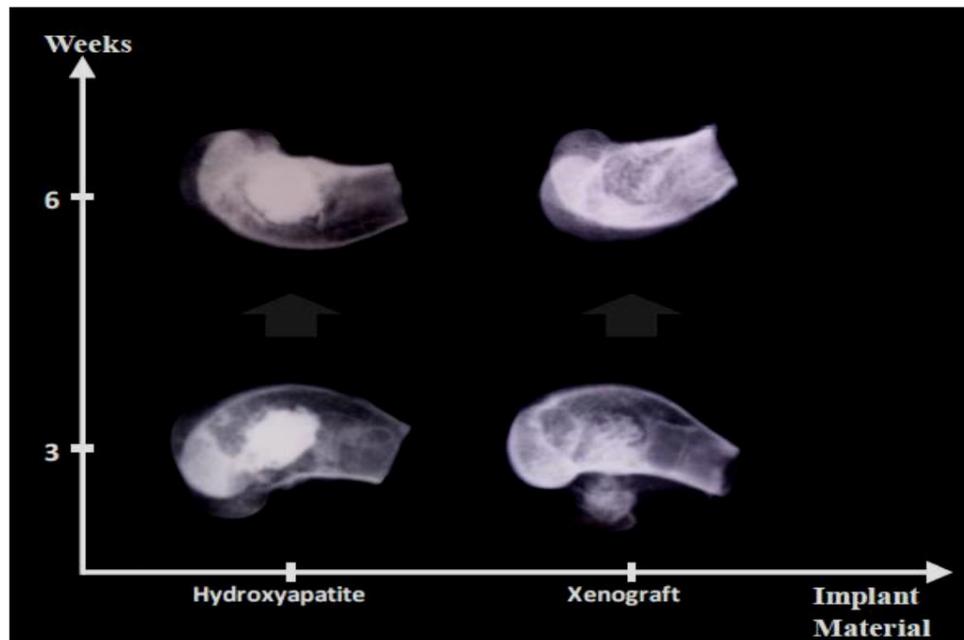
Keterangan : \*Dasgupta (2010); \*\*Dasgupta (2013)

Dari Tabel 2.1 sifat mekanis dari variasi partikel hidroksiapatit dijelaskan bahwa semakin kecil ukuran partikel HA yang diuji menghasilkan nilai sifat mekanis yang sangat tinggi. Dengan demikian maka benar adanya bahwa ukuran partikel hidroksiapatit akan mempengaruhi nilai sifat mekanisnya setelah dilakukan proses permesinan.

### 2.2.3.2 Biokompabilitas

Biokompabilitas yakni kemampuan suatu bahan untuk menyebabkan timbulnya suatu respon biologik dalam pemakaiannya dalam tubuh. Berdasarkan pemahaman tersebut, dapat diartikan bahwa suatu jenis bahan belum tentu dapat diterima oleh tubuh untuk semua jenis pemakaian. Salah satu indikasi dalam penerapannya pada bidang *orthopedi*, suatu material implan dikatakan teresorbsi adalah ketika batas antara material implan dan tulang induk menghilang sehingga

implan tersebut dapat dikatakan menyatu dengan tulang induknya seperti Gambar 2.1 memperlihatkan hasil uji biokompabilitas pada kelinci yang dilakukan oleh BPPT pada tahun 2007.



Gambar 2.1 Radiologi dari HA (kiri) dan *Xenograft* tulang sapi (kanan)  
(Sumber : Herdianto, 2011)

Pada Gambar 2.1 tampak bahwa pada waktu pengamatan selama 3 minggu batas antara implan HA dengan tulang induk masih sangat jelas. Berbeda halnya dengan *xenograft*, batas antara implan dan tulang induk sudah mulai tersamar yang mengindikasikan sudah terjadinya proses bioresorpsi. Pada minggu ke 6, batas antara HA dan tulang induk juga masih jelas terlihat meskipun tidak setegas minggu ke 3, sementara pada *xenograft* batas itu sudah hampir hilang. Hasil tersebut memperlihatkan bahwa HA kurang teresorpsi sementara *xenograft* dapat teresorpsi dengan baik.

### 2.2.3.3 Fabrikasi

Untuk mengoptimalkan sifat mekanik dari HA padat, berbagai metode fabrikasi telah dilakukan. Metode *basah* (*wet methods*) yang dibagi dalam tiga

bagian yaitu metode pengendapan (*precipitation methods*), metode panas hidro (*hydrothermal methods*), dan metode hidrolisis (*hydrolysis methods*). Metode pengendapan yakni dimana suhunya tidak lebih dari 100°C, perlu kontrol pH agar selalu lebih besar 9, karena jika kurang maka pada tahap akhir proses pembentukan hidroksiapatit akan terbentuk struktur apatit yang mengalami defisiensi kalsium dan pada tahap sintering suhu tinggi akan mengalami dekomposisi sehingga berubah menjadi trikalsiumfosfat (TCP).

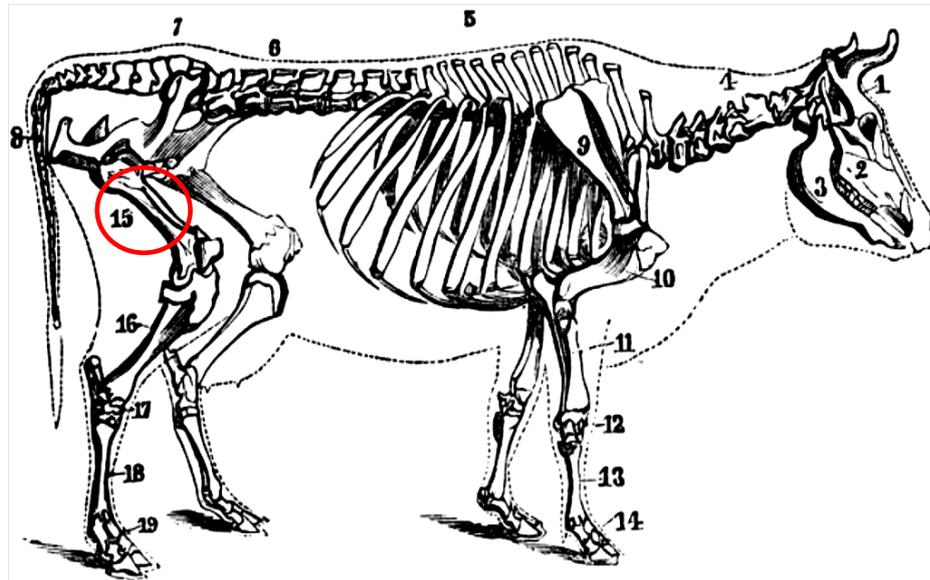
Metode panas hidro memerlukan tekanan dan suhu yang tinggi dan pada tahap pembentukan hidroksiapatit selalu didahului pembentukan fasa *intermediate* seperti  $\beta$ -kalsium pirofosfat atau kalsium monohidrogenfosfat. Metode hidrolisis memerlukan suhu yang lebih rendah dari 100°C dan menghasilkan serbuk dengan bentuk sudut atau jarum dengan ukuran mikron, yang jadi masalah dalam metode ini adalah kesulitan dalam menghidrolisis fosfat, sehingga produk hasil proses ini menghasilkan stoikiometri yang tinggi antara 1,5-1,7.

#### 2.2.4 Tulang Sapi

Tulang sapi merupakan jaringan dinamis yang secara kontinyu dapat diperbaharui dan direkonstruksi. Tulang memiliki pembuluh darah, pembuluh limfe dan syaraf. Tulang panjang seperti tulang paha (femur) memiliki bentuk seperti silinder dengan bagian ujung yang membesar. Bagian yang berbentuk silinder disebut diafisis yang terdiri dari tulang kompak sedangkan bagian ujung yang membesar terdiri dari tulang berongga dan disebut epifisis. Tulang kering terdiri dari bahan organik dan bahan anorganik dalam perbandingan 2:1. Penghilangan zat organik oleh panas tidak menyebabkan perubahan struktur tulang secara keseluruhan, tetapi akan mengurangi berat tulang (Septimus, 1961).

Komponen utama tulang adalah mineral organik (terutama kolagen serat) dan anorganik fase, yang dikenal sebagai hidroksiapatit biologis yang merupakan 65-70% dari berat tulang alami. Penyusun utama tulang adalah kolagen (20% berat), kalsium fosfat (69% berat) dan air (9% berat). Sebagai tambahan, bahan organik lain seperti protein, polisakarida dan lemak juga terdapat dalam jumlah

yang kecil. Bagian-bagian anatomi tulang sapi ditunjukkan pada Gambar 2.2 berikut.

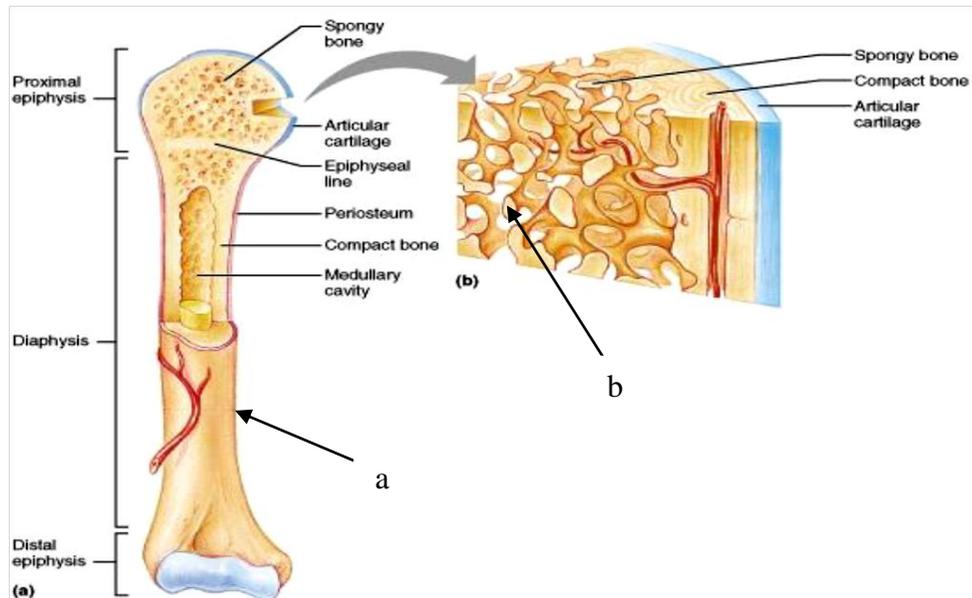


Gambar 2.2 Anatomi kerangka tulang sapi  
(Sumber : Cutter, 1875)

Keterangan Gambar:

- |                         |                     |
|-------------------------|---------------------|
| (1) Tulang dahi         | (11) Radius dan una |
| (2) Rahang bagian atas  | (12) Karpus         |
| (3) Rahang bagian bawah | (13) Metakarpus     |
| (4) Serviks vertebrata  | (14) Jari kaki      |
| (5) Tulang punggung     | (15) Femur          |
| (6) Vertebrata lumbar   | (16) Tibia          |
| (7) Vertebrata sakra    | (17) Tarsus         |
| (8) Ekor vertebrata     | (18) Metatarsus     |
| (9) Tulang belikat,     | (19) Jari kaki      |
| (10) Huberus            |                     |

Bagian tulang yang digunakan dalam penelitian ini adalah bagian paha atau femur seperti Gambar 2.3 berikut ini.



Gambar 2.3 (a) tulang femur, (b) bagian dalam tulang femur  
(Sumber : Juraj Artner, 2002)

Tulang sapi sangat potensial untuk digunakan sebagai bahan baku pembuatan gelatin karena mencakup 7% dari bobot hidup. Sifat fisik dan kimia gelatin tulang sapi dengan perendaman asam klorida pada konsentrasi dan lama perendaman yang berbeda. Sementara itu pemanfaatan tulang sapi masih dapat ditingkatkan diantaranya sebagai bahan perekat, pembuatan gelatin dan sebagai adsorben dalam berbagai industri pangan seperti industri pemurnian gula (Kirk, Othmer, 2004).

Kekuatan tulang sapi umur 3 tahun paling tinggi disebabkan osteoblas (pembentukan tulang) bekerja maksimal dan lebih banyak zat inorganik daripada zat organik. Zat inorganik terdiri dari kalsium dan fosfat zat kapur yang menyebabkan unsur-unsur pengerasan pada tulang. Begitu juga halnya dengan umur sapi 4 tahun, sedangkan umur 2 tahun pembentukan tulang belum maksimal, tulang lebih banyak terdiri dari zat organik yaitu jaringan fibrosa dan sel-sel yang menyebabkan selastis pada tulang.

### 2.2.5 Shellac (Selak)

*Shellac* (Selak) merupakan *bioadhesive* polimer alam yang berpotensi sebagai bahan baku pembuatan resin yang lebih ramah lingkungan. Khan dkk, (2008) *shellac* bersifat natural, *biodegradable* dan tidak beracun. *Shellac* adalah serpih kering, hasil akhir dari pengolahan sekresi kutu lak yang memiliki sifat *adhesive*, konduktivitas rendah dan koefisien ekspansi kecil.

Sekresi insekta *laccifer lacca kerr* (kutu lak) berupa resin yang dihasilkan oleh serangga lak yang kebanyakan menempel di ranting pohong di hutan wilayah selatan asia . Kutu lak yakni sejenis hewan atau serangga yang memiliki habitat sepanjang hidupnya pada tanaman dan hanya makan dari tanaman, berbentuk kecil, makan dan bereproduksi pada berbagai jenis tanaman, diantaranya pohon kesambi, akasia, plosa dan pohon widora. Pada pohon kesambi jumlah larva lak sekitar 150-200 ekor tiap 2,5 cm, pada usia 5 bulan larva lak sudah dapat diambil atau dikerok untuk dijadikan *seedlak* atau butiran lak. Adapun tahapan-tahapan umum pembuatannya yakni: pemrosesan *sticklak* (lak batang) menjadi *seedlak* (lak butir), pemrosesan *seedlak* mejadi *shellac* dan pembuatan natural *adhesive*. Selak ada dua macam yakni:

#### a. Selak Kuning

Selak kuning terbuat dari lak yang hidup disisi bawah cabang, kemudian dikerok menjadi *seedlak* butiran. Dari *seedlak* butiran dapat dilelehkan atau dilarutkan dalam alkohol. Selain itu dapat pula dilarutkan kedalam alkali atau bahan basa. Dari larutan inilah kemudian dipisahkan antara lak dan zat pelarutnya dengan metode presipitasi. Dengan warna *seedlak* tersebut dihasilkan selak (*shellac*) yang berwarna kuning berbentuk serpihan.

#### b. Selak Putih

Selak putih diproses dengan bahan selak kuning menjadi selak putih dengan bentuk batangan.

Menurut fatwa MUI (Majelis Ulama Indonesia) nomor 27 tahun 2013 selak aman digunakan. Penggunaan dari selak sebagai bahan tambahan dalam produk makanan, obat-obatan dan kosmetika hukumnya halal, selama bermanfaat dan tidak membahayakan. Banyaknya produk yang menggunakan bahan baku

*shellac* tidak terlepas dari keunggulan-keunggulan yang dimilikinya. Adapun keunggulan dari sifat *shellac* antara lain:

1. Merupakan bahan alami, menembus kayu, dan meningkatkan keindahan produk yang dilapisinya.
2. Warnanya tidak menguning bila dibanding dengan pernis.
3. Cepat kering.
4. Mempunyai beberapa macam warna sebagai pilihan.
5. Bersifat *adhesive* dan tidak beracun.
6. Warnanya tidak memudar meskipun diampelas maupun digosok.
7. Sangat baik sebagai pelapis pada serat kayu.

#### 2.2.6 Gula

Gula merupakan suatu karbohidrat sederhana karena dapat larut dalam air dan langsung diserap tubuh untuk diubah menjadi energi. Secara umum, gula dibedakan menjadi dua, yakni: (Darwin, 2013)

##### a. Monosakarida

Sesuai dengan namanya yakni mono yang berarti satu, terbentuk dari satu molekul gula. Yang termasuk monosakarida yakni *glukosa*, *fruktosa*, *galaktosa*.

##### b. Disakarida

Berbentuk dari dua molekul gula. Yang termasuk disakarida yakni *sukrosa* (gabungan *glukosa* dan *fruktosa*), *laktosa* (gabungan dari *glukosa* dan *galaktosa*) dan *maltosa* (gabungan dari dua *glukosa*).

Gula juga merupakan salah satu pemanis yang umum dikonsumsi oleh masyarakat. Gula biasa digunakan sebagai pemanis di makanan maupun di minuman, dalam bidang makanan, selain sebagai pemanis, gula juga digunakan sebagai *stabilizer* dan pengawet. Gula pasir merupakan jenis gula yang paling mudah dijumpai, digunakan sehari-hari untuk pemanis makanan dan minuman. Gula pasir juga merupakan jenis gula yang digunakan dalam penelitian ini. Gula pasir berasal dari cairan sari tebu. Setelah dikristalkan, sari tebu akan mengalami kristalisasi dan berubah menjadi butiran gula berwarna putih bersih atau putih agak kecoklatan (*raw sugar*). Gambar gula ditunjukkan pada Gambar 2.4.



Gambar 2.4 Gula Pasir  
(Sumber : <https://en.wikipedia.org/wiki/Sugar>)

Berikut Tabel 2.2 kandungan gizi yang terkandung dalam gula pasir

Informasi Gizi	Jumlah
Energi	1619 kj 387 kkal
Lemak	0 g
Lemak Jenuh	0 g
Lemak Jenuh tak Ganda	0 g
Lemak Jenuh tak Tunggal	0 g
Kolesterol	0 mg
Protein	0 g
Karbohidrat	99,98 g
Serat	0 g
Gula	99,91 g
Sodium	0 mg
Kalium	2 mg

(Sumber : Buku Pintar Senior , 2007)

### 2.2.7 Pengamatan *Scanning Electron Microschopy* (SEM)

Karakteristik material merupakan disiplin ilmu yang mempelajari dari karakteristik mikrostruktur suatu logam, non logam, atau paduan logam yang hubungannya dengan sifat-sifat material tersebut dengan bantuan alat seperti

mikroskop optik, mikroskop elektron, SEM (*Scanning Electron Michroscopy*) atau TEM (*Thermal Electron Michroscopy*).

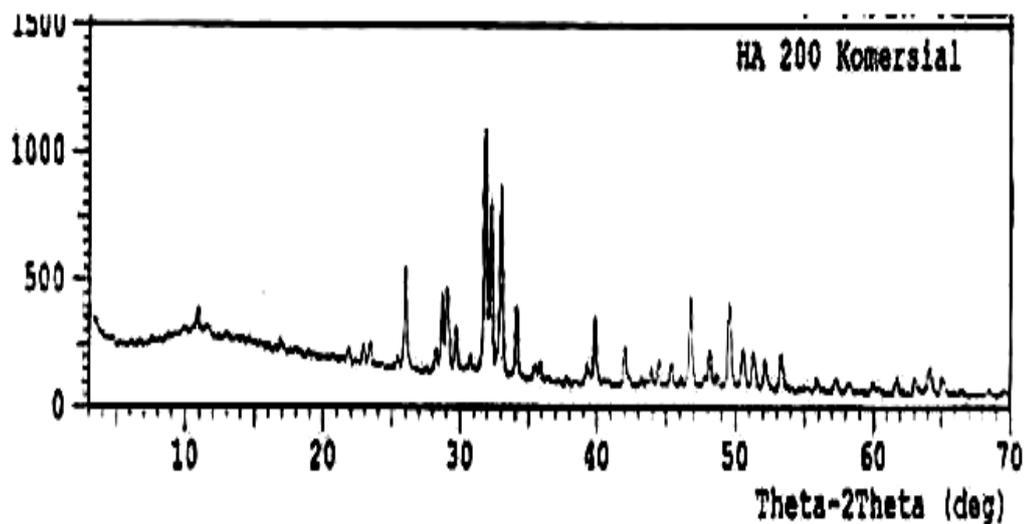
Pengamatan yang dilakukan dengan mikroskop umumnya dibagi menjadi dua bagian, yaitu:

1. Pengamatan makroskopi : pengamatan dengan perbesaran berkisar 10-30x.
2. Pengamatan mikroskopi : pengamatan dengan perbesaran lebih dari 10-30x.

Pengamatan yang dilakukan tergantung sifat struktur yang akan diamati, dapat dilakukan dengan mikroskop optik (1000x), SEM (hingga 50.000x) atau TEM (hingga 500.000x).

### 2.2.8 Pengamatan X-Ray Diffraction (XRD)

XRD merupakan alat yang digunakan untuk mengetahui pola difraksi dari hidroksiapatit, salah satu analisa XRD yakni dengan membandingkan data yang telah ada. XRD merupakan metode yang digunakan berdasarkan pada sifat-sifat pola difraksi sinar X, yakni hamburan cahaya dengan panjang gelombang saat melewati kisi kristal dengan sudut datang  $\theta$  dan jarak antar bidang kristal sebesar  $d$ . Data yang diperoleh dari pengamatan XRD adalah sudut hamburan dan intensitas cahaya difraksi. Berikut Gambar pola difraksi XRD dari HA Komersial ditunjukkan pada Gambar 2.6.



Gambar 2.5 Pola difraksi sinar X HA komersil

(Sumber : Solechan dan Anwar, 2014)

### 2.2.9 Uji Kekerasan *Vickers* (VHN)

Dalam pengujian kekerasan metode *vickers* beban yang diberikan sebesar 5, 10, 30, 50 atau 120 kg dengan menggunakan indenter berbentuk piramida bersudut 136°. Pada Gambar 2.5 dapat dilihat dimensi hasil lekukan pengujian *vickers*. Uji kekerasan *vickers* memiliki satuan VHN dan dapat dihitung dengan persamaan sebagai berikut (Bøving, 1987):

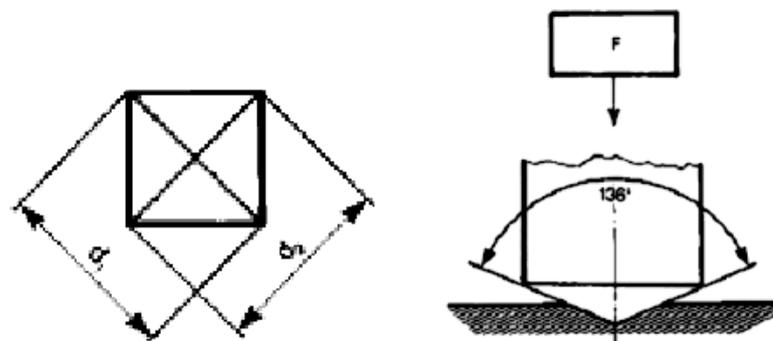
$$HV = \frac{F}{d^2/1.854} \quad (1)$$

Keterangan:

HV : Nilai Kekerasan *Vickers* (VHN)

F : Gaya yang diberikan (Kg)

d : Panjang diagonal lekukan (mm)



Gambar 2.6 Ilustrasi pengukuran *vickers* dan dimensi lekukan

(Sumber : Bøving, 1987)

### 2.2.10 Uji Kuat Tekan (*Diametral Tensile Strength*)

Kuat tekan merupakan kemampuan material untuk menahan gaya tekan dalam setiap satu satuan luas permukaan material. Secara teoritis, kekuatan tekan material dipengaruhi oleh struktur, senyawa, dan bentuk fasa dari material tersebut. Gambar 2.6 menjelaskan bentuk spesimen dan prosedur pengujian *diametral tensile strength*. Data yang diperoleh berupa nilai uji kuat tekan, untuk

*commit to user*

memperoleh nilai uji kuat tekan material data tersebut dapat dihitung dengan persamaan sebagai berikut:

$$\sigma = \frac{2P}{\pi Dt} \quad (2)$$

Keterangan:

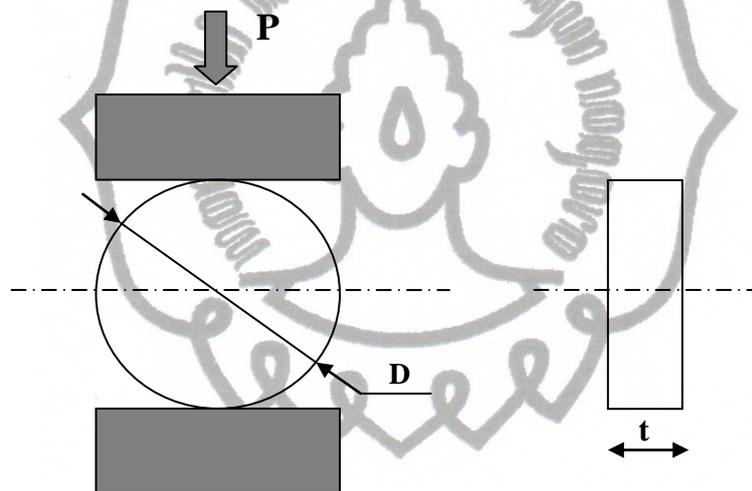
$\sigma$  : Tensile Strength (MPa)

P : Beban Masukan (N)

D : Diameter Tablet (mm)

t : Tebal Tablet (mm)

$\pi$  : Konstanta



Gambar 2.7 Ilustrasi uji kuat tekan (*diametral tensile strength*) menggunakan *Universal Testing Machine*

(Sumber : Darvell, 2009)

### 2.2.11 Hipotesis

Material biokomposit *bovine hydroxyapatite* (BHA)/*shellac*/gula dapat digunakan sebagai material implan untuk penyandang patah tulang sebagai material pengisi tulang (*bone filler*).