

## BAB II www.itk.ac.id TINJAUAN PUSTAKA

Pada bab 2 ini, akan dijelaskan mengenai beberapa referensi yang berkaitan dengan penelitian yang akan dilaksanakan. Bab 2 meliputi beberapa aspek bahasan, diantaranya: struktur dan sifat tulang, *bone scaffold*, hidroksiapatit, seng, alginat, serta uraian singkat mengenai XRD, FTIR, uji makro, uji tekan, *contact angle* dan penelitian terdahulu.

### 2.1 Struktur dan Sifat Tulang

Tulang merupakan penyusun terpenting di dalam tubuh karena tulang melakukan beberapa fungsi vital di dalam tubuh, terutama sebagai pendukung struktural dan perlindungan organ tubuh. Tulang memiliki kemampuan untuk memperbaiki dan merombak sendiri untuk memenuhi kebutuhan mekanis yang berbeda sehingga membuat tulang menjadi material komposit struktural yang unik. Tulang juga berfungsi sebagai tempat perlekatan otot untuk memungkinkan gerakan anggota tubuh dan mobilitas sendi, reservoir untuk mineral (misalnya kalsium dan fosfor), dan tempat utama untuk sintesis sel darah (Cox, 2013).

Tulang mengandung sekitar 30% matriks, 60% mineral dan 10% air (Sheikh dkk, 2015). Tulang secara umum terdiri dari nanokomposit yang terbuat dari serat kolagen tipe I (memberikan kekuatan *tensile*) dan nanokristal hidroksiapatit (HA) guna meningkatkan kekuatan kompresinya. Tulang merupakan organ dengan kekuatan mekanik yang tinggi, dimana tulang memiliki struktur yang jelas baik secara makroskopi dan mikroskopi. Secara makrostruktur, tulang dibedakan menjadi jenis *cortical* (kompak) dan *cancellous* (trabekuler) (Rho dkk, 1998). Tulang kompak terstruktur dalam tiga sistem konsentris utama: sistem lingkaran luar, daerah osteonik perantara, dan sistem lingkaran dalam. Tulang kancellus, atau spons, atau trabekuler terdiri dari trabekula, yaitu struktur tulang yang memiliki konfigurasi seperti lembaran, tubular, atau seperti batang, yang saling bertautan dan anastomosa untuk membentuk struktur kancellus (seperti kisi) atau seperti spons (An and Draughn, 2000)

Tabel 2.1 Sifat Fisik Jaringan Tulang Alami\*)

<i>Materials</i>	<i>Compressive Strength (MPa)</i>	<i>Tensile Strength (MPa)</i>	<i>Young's Modulus (GPa)</i>	<i>Elongation (%)</i>	<i>Degradation Time (Month)</i>	<i>Loss of Total Strength (Months)</i>
<i>Human Cortical</i>	131–224	35–283	17–20	1.07–2.10	NBR	None
<i>Human Cancellous</i>	5–10	1.5–38	0.05–0.1	0.5–3	NBR	0.5–1

\*) Zeeshan Sheikh, 2015

Tulang memiliki 3 tipe sel yang terdiri dari *mononucleate osteoblasts*, yang bertanggung jawab sebagai pembentuk tulang, kemudian *osteoblast-derived osteocytes* sebagai sensor bagi regangan mekanik dan alat disintegrasi matriks tulang melalui *osteocytic osteolysis*, dan *osteoclast* yang merupakan sel bernukleasi banyak yang terbentuk dari monositis darah. ECM (*Extracellular matrix*) pada tulang terdiri atas kolagen, laminin, *fibronectin*, dan *proteoglycans* (Tariverdian dkk, 2019).

## 2.2 Bone Scaffold

Kapasitas tulang untuk berfungsi secara sehat dapat dipengaruhi oleh kondisi patologis, penyakit, dan juga faktor usia. Kemampuan tulang untuk memperbaiki diri memiliki batas yang dikenal sebagai '*critical size defect*'. Ukuran 'kritis' bergantung pada beberapa kondisi spesifik pasien seperti usia, kesehatan tulang, dan lokasi cacat. Telah disebutkan bahwa cacat dengan panjang  $\geq 1$ cm dan  $\geq 50\%$  dari diameter lapisan tulang luar yang padat (yaitu diameter tulang kortikal) dapat dianggap kritis (Cox, 2013).

Rekayasa jaringan tulang (*bone tissue engineering*) telah menjadi pendekatan penuh untuk memperbaiki kerusakan tulang. *Scaffold* memainkan peran penting dalam rekayasa jaringan tulang. *Scaffold* bertindak sebagai aplikasi untuk pembentukan jaringan dengan memungkinkan sel untuk bermigrasi, menempel, dan menghasilkan jaringan. Menurut Tariverdian dkk (2019) *bone scaffold* adalah struktur biomaterial tiga dimensi yang digunakan untuk rekonstruksi cacat tulang. *Scaffold* yang ideal untuk rekayasa jaringan adalah yang memiliki bahan organik dan sintetis (Almatlub, 2017). *Scaffolds* yang ideal harus memiliki sifat biokompatibilitas, *biodegradable*, bioaktif, osteokonduktif dan osteoinduktif.

Bahan yang memiliki biokompatibilitas belum tentu memiliki sifat bioaktif. Suatu bahan dikatakan bioaktif jika tidak hanya memberikan osteokonduktif tapi juga mampu memberikan osteoinduktif (Qu dkk, 2019)

Sifat biodegradabilitas *bone scaffold* memungkinkan sel untuk menghasilkan matriks ekstraselulernya sendiri, *scaffold* harus cukup kuat untuk memungkinkan penanganan bedah selama implantasi, dan sifat mekanis yang konsisten dengan lokasi anatomi yang akan ditanamkan, *scaffold* harus memiliki arsitektur seperti tulang alami, dan ukuran pori serta porositas yang sesuai. Porositas ideal *scaffold* berkisar antara 70% hingga 90%, sedangkan diameter pori ideal berkisar antara 200-900  $\mu\text{m}$  (Pilia dkk, 2013). Diameter prasyarat utama untuk perlekatan sel dan pertumbuhan dalam pori, yaitu 200-400  $\mu\text{m}$  (Indrani, 2017). *Scaffold* untuk rekayasa jaringan dapat dibuat dari tiga kelompok biomaterial: keramik, polimer sintetik, dan polimer alami.



Gambar 2.1 Sifat Ideal *Scaffold* untuk Aplikasi Rekayasa Jaringan Tulang (Tariverdian dkk, 2019)

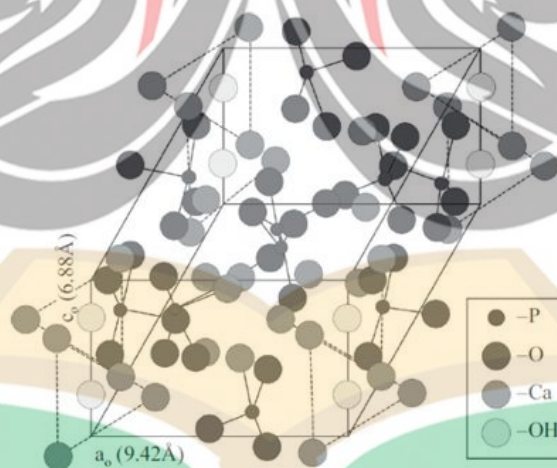
### 2.3 Hidroksiapatit

Hidroksiapatit merupakan biomaterial yang memiliki komposisi kimia kalsium dan fosfat yang sama dengan jaringan keras manusia seperti pada tulang dan gigi. Komposisi hidroksiapatit dalam tulang sebesar 65-70% dan dalam gigi sebesar 90-95%. Hidroksiapatit atau yang biasa disebut dengan HAp atau HA memiliki rumus molekul  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . Terdapat banyak aplikasi hidroksiapatit,

salah satunya pada bidang biomedis digunakan sebagai bahan pengganti tulang manusia yang rusak, sebagai pelapis *implant* ortopedi dan gigi (Oshida, 2015).

Sifat penting yang terdapat pada HAp adalah biokompatibilitas yang sangat baik dalam jaringan keras, memiliki laju degradasi yang rendah tetapi HAp dapat merekonstruksi ulang jaringan tulang dalam jaringan lunak yang telah rusak, memiliki osteokunduktivitas yang tinggi, bersifat tidak beracun serta memiliki sifat non-inflamasi dan memiliki struktur yang berpori (Kusrini dan Sontang, 2012). Oshida (2015) juga menyatakan bahwa HAp memiliki daya serap yang tinggi, dan pertukaran ion yang unik. Gugus hidroksil, gugus karboksil, dan gugus amino adalah gugus fungsi khas untuk menunjukkan interaksi yang kuat dengan HAp.

Struktur kristal HAp (Gambar 2.2) berbentuk heksagonal dengan parameter kisi  $a = b = 9.4225 \text{ \AA}$  dan  $c = 6.8850 \text{ \AA}$ . HAp termasuk dalam kelompok senyawa kalsium fosfat yang memiliki potensial dalam rekayasa jaringan. HAp merupakan senyawa kalsium fosfat yang paling stabil diantara senyawa kalsium fosfat lainnya yaitu dikalsium fosfat dihidrat ( $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ), okta kalsium fosfat ( $\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ ), dan trikalsiumfosfat ( $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ) (Manafi dan Joughehdoust, 2009).



Gambar 2.2 Struktur Hidroksiapatit (Oshida, 2015)

HAp memiliki kelemahan yaitu sifat mekanik yang kurang baik. Dalam pengapliksiannya, biokeramik seperti HAp bersifat rapuh dan ketidakstabilan struktur pada saat bercampur dengan cairan tubuh atau darah pasien (Darwis dan Warastuti, 2008). Penggunaan hidrokisapatit murni memiliki sifat antibakteri yang kurang baik sehingga dapat mempengaruhi stabilitas jangka panjang cangkok pada

tubuh (Hou *dkk*, 2019). Aplikasi HAp dalam cangkok tulang telah dibatasi karena sifat mekaniknya yang buruk, namun ada beberapa cara untuk meningkatkan bioaktifitasnya dimana memanfaatkan salah satu sifat apatit yaitu kemampuan mereka untuk menerima substituen ionik dan *vacancies* (Oshida 2015). Sifat bioaktif pada hidroksiapatit merupakan sifat dimana material akan terlarut sedikit demi sedikit tetapi dapat membantu pembentukan suatu lapisan pada permukaan biologis sebelum terjadi kontak dengan jaringan pada tingkat atomiknya, sehingga menghasilkan ikatan kimia yang baik antara tulang dengan implan (Suryadi, 2011).

Adapun sifat mekanik dari keramik hidroksiapatit padat disajikan pada tabel berikut:

Tabel 2.2 Sifat Mekanik Hidroksiapatit<sup>\*)</sup>

<i>Properties</i>	<i>Range</i>
<i>Young's Modulus (GPa)</i>	40-205
<i>Compressive Strength (MPa)</i>	510-896
<i>Tensile Strength (MPa)</i>	69-193
<i>Poisson's Ratio</i>	0.2-0.38
<i>Yield Strength (MPa)</i>	70
<i>Density (g/cm<sup>3</sup>)</i>	3.16

<sup>\*)</sup>Suchanek and Yoshimura 1998

Material HAp dapat disintesis dengan menggabungkan sumber Ca dan P. HAp disintesis dengan membutuhkan suatu prekursor sebagai sumber kalsium (Ca), dimana prekursor berfungsi sebagai zat awal yang dibutuhkan dalam pembuatan suatu senyawa. HAp dapat dibuat dari prekursor sintesis atau buatan maupun dari prekursor bahan alam. Sumber fosfor yang dapat digunakan untuk sintesis HAp yaitu diamonium hidrogen fosfat  $(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$ , asam fosfat  $(\text{H}_3\text{PO}_4)$  dan difosfor pentaoksida  $(\text{P}_2\text{O}_5)$ . Proses sintesis HAp dapat dilakukan dengan berbagai metode yaitu metode basah (presipitasi), metode kering dan metode hidrotermal (Pankew, 2010).

## 2.4 Doping Seng (Zn)

Kekurangan dari HAp yaitu memiliki sifat mekanik yang kurang baik sehingga dapat mempengaruhi kinerja perbaikan tulang di dalam tubuh. Salah satu cara modifikasi HAp untuk memperbaiki sifat mekanik dari *bone scaffold* adalah dengan cara menambahkan unsur lain atau dapat disebut dengan cara doping. Diantara logam yang dapat menjadi elemen doping, Zn merupakan elemen yang paling banyak ditemukan didalam tulang dan memiliki peran penting dalam pembentukan jaringan tulang didalam tubuh (Thian dkk, 2013). Zn memiliki peran penting dalam mineralisasi, merangsang proliferasi *osteoblast* yang merupakan elemen penting yang dapat mempercepat proses perbaikan jaringan tulang.

Sifat bioaktif hidroksiapatit dapat ditingkatkan dengan cara didoping  $Zn^{2+}$ . Ion  $Zn^{2+}$  akan menggantikan ion untuk kation  $Ca^{2+}$  dalam struktur HA sehingga meningkatkan sifat HA dan memungkinkan ikatan kimia antara implan dan tulang (Oshida 2015). Menurut penelitian yang telah dilakukan oleh (Miao dkk, 2008) mengungkapkan bahwa penambahan Zn terbukti dapat menstimulus pembentukan tulang dan mineralisasi sehingga mendorong pembentukan tulang disekitar implan.

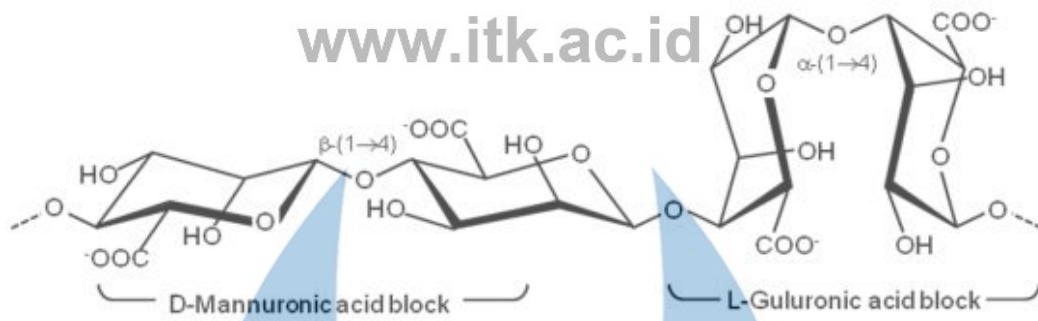
Pada penelitian Agustiningtyas dkk (2020) melaporkan berhasil melakukan pembuatan hidroksiapatit doping Zn dengan metode sol-gel dan bantuan radiasi gelombang mikro. Hasil sintesis yang dilakukan menunjukkan bahwa berhasil membentuk HAp-Zn, yang mengindikasikan adanya fasa parascholzite tanpa mempengaruhi pembentukan senyawa HAp. Peningkatan kadar doping Zn juga terdeteksi meningkatkan kristalinitas yaitu sebesar 76.14% HAp-Zn15%. Gugus fungsi yang dihasilkan dari proses sintesis terbukti menghasilkan HAp murni terlihat dari adanya gugus fosfat yang muncul secara dominan. Serta pada penambahan variasi Zn mengakibatkan pita pada *stretching* gugus hidroksil semakin tidak terlihat.

## 2.5 Natrium Alginat

Alginat merupakan suatu polimer organik golongan polisakarida yang terdiri dari kopolimer linier dari (1-4)-*linked*  $\alpha$ -L asam guluronat (G unit) dan  $\beta$ -D asam manuronat (M unit) yang diperoleh dari tumbuhan alga coklat seperti *Sargassum* sp. yang berada di perairan Indonesia. Alginat adalah istilah untuk

senyawa dalam bentuk garam dari asam alginat yang memiliki molekul rantai panjang dengan banyak ion negatif (anion). Polimer alginat memiliki sifat hidrofilik yaitu sangat mudah menyerap air sehingga senyawa alginat dapat dimanfaatkan sebagai *emulsifying agent*, *thickening agent* dan *stabilizing agent* (Subagan, 2020). Kemampuan alginat untuk menyerap air dipengaruhi oleh jumlah ion karboksilat, berat molekul, dan pH. Menurut Kanasan dkk (2016) alginat merupakan salah satu polimer yang memiliki ketangguhan dan fleksibilitas yang baik.

Natrium alginat telah diselidiki secara ekstensif dan banyak digunakan untuk aplikasi biomedis, karena bersifat *biocompatible*, *biodegradable*, tidak beracun, tidak bersifat imunogenik (molekul yang dapat memicu aktifnya respon kekebalan humoral ataupun kekebalan seluler), biaya relatif rendah, dan gelasi ringan dengan penambahan kation divalen seperti  $\text{Ca}^{2+}$ . Natrium alginat yang tersedia secara komersial biasanya diekstraksi dari alga coklat (*Phaeophyceae*), termasuk *Laminaria hyperborea*, *Laminaria digitata*, *Laminaria japonica*, *Ascophyllum nodosum*, dan *Macrocystis pyrifera* dengan perlakuan larutan alkali encer, biasanya dengan NaOH. Ekstraksi natrium alginat dari bahan alga, polisakarida diubah menjadi garam natrium terlarut dengan perlakuan pada larutan natrium karbonat. Natrium alginat memiliki rumus molekul  $(\text{C}_6\text{H}_7\text{O}_6\text{Na})_{10}$ . Natrium alginat dengan kandungan *G-block* yang lebih tinggi menghasilkan gel rapuh yang kuat sedangkan yang memiliki kandungan *G-block* lebih rendah membentuk gel yang lebih lemah tetapi lebih fleksibel (Alborzi 2012). Berat molekul natrium alginat yang tersedia secara komersial berkisar antara 32.000 dan 400.000 g/mol (Lee dan Mooney, 2012). Adapun menurut Subagan (2020) natrium alginat memiliki pH bervariasi dari 3,5 – 10, viskositas 10 – 5000 cPs, kadar air 5 – 20 % dan ukuran partikel 10 – 200 mesh. Viskositas natrium alginat dipengaruhi oleh konsentrasi pelarut, waktu dan suhu ekstraksi (Maharani, 2017).



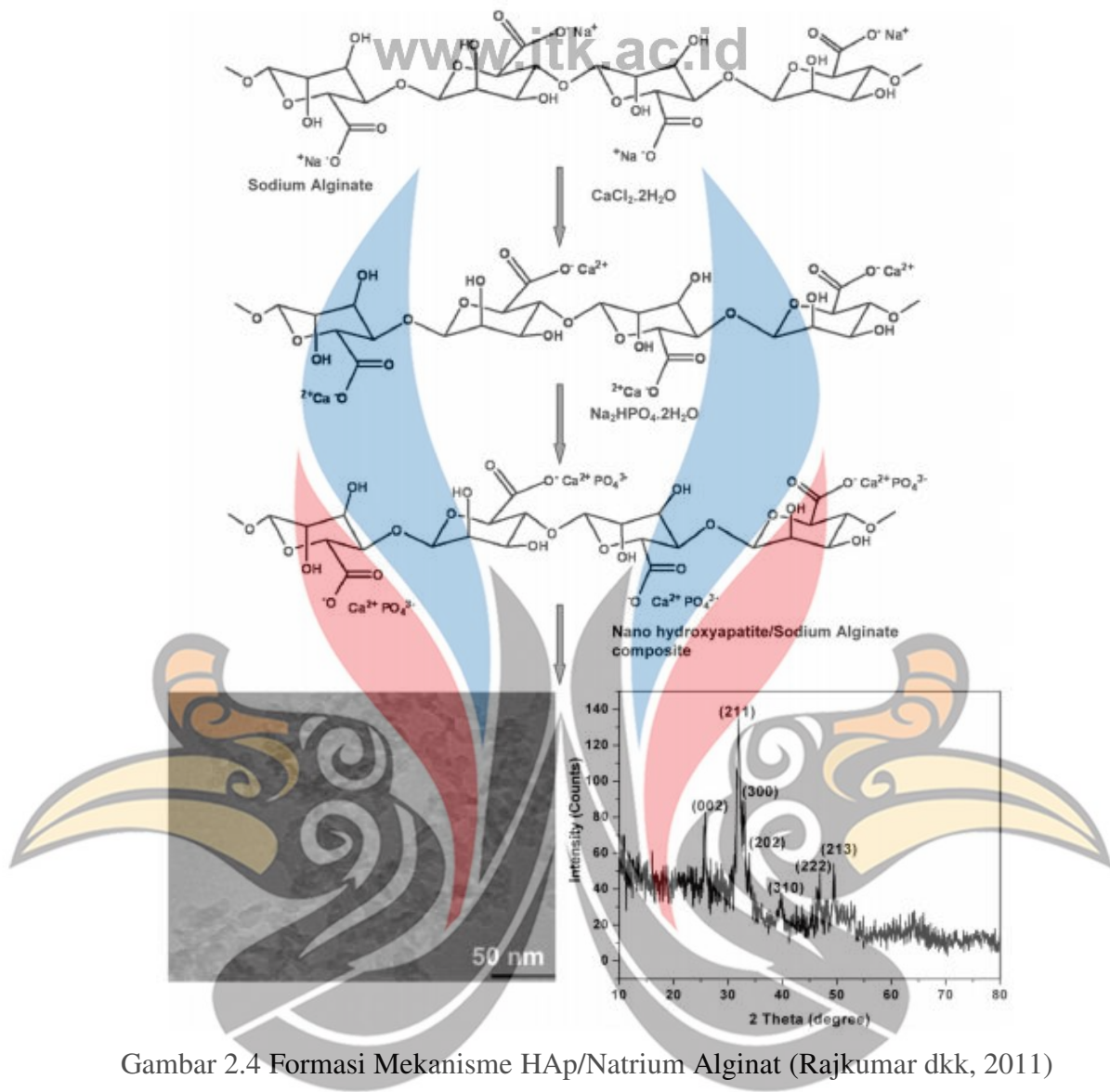
Gambar 2.3 Struktur Kimia Alginat (Alborzi 2012)

Hidrogel natrium alginat dapat dibuat dengan berbagai metode ikatan silang (*cross-linking*), kesamaan strukturalnya dengan matriks ekstraseluler jaringan hidup memungkinkan aplikasi yang luas dalam penyembuhan luka, pengiriman agen bioaktif seperti obat kimia kecil dan protein, serta transplantasi sel. Rekayasa jaringan banyak dilakukan pada *scaffold* alginat karena sifat biodegradasinya yang tinggi. Biosintesis alginat secara umum dibagi menjadi sintesis substrat prekursor, polimerisasi dan transfer membran sitoplasma, transfer dan modifikasi periplasma, dan ekspor melalui membran luar (K. Y. Lee and Mooney 2011).

## 2.6 Mekanisme Komposit Hidroksiapatit/Natrium Alginat

Pada mekanisme komposit HAp/Alginat nukleasi apatit terjadi karena adanya interaksi kuat antara gugus karboksilat ( $\text{COO}^-$ ) yang ada pada tulang punggung polimer natrium alginat dengan kation multivalen seperti  $\text{Ca}^{2+}$ . Sifat hidrofilik natrium alginat memfasilitasi adhesi yang kuat terhadap HAp. Kalsium klorida ditambahkan ke natrium alginat, yang menghasilkan pengikatan  $\text{Ca}^{2+}$  dengan gugus karboksil yaitu ion natrium di natrium alginat. Ion kalsium dapat menempel pada  $\text{COO}^-$  natrium alginat karena adanya daya tarik elektrostatik yang kuat. Ketika larutan fosfat ditambahkan ke *block*  $\text{Ca}^{2+}$ -NA, terjadi interaksi ion  $\text{PO}_4^{3-}$  pada *block*  $\text{Ca}^{2+}$ -NA yang menyebabkan terjadinya nukleasi HAp karena efek lewat jenuh (Rajkumar dkk, 2011). Representasi skema dari formasi HAp/NA ditunjukkan pada Gambar 2.4





Gambar 2.4 Formasi Mekanisme HAp/Natrium Alginat (Rajkumar dkk, 2011)

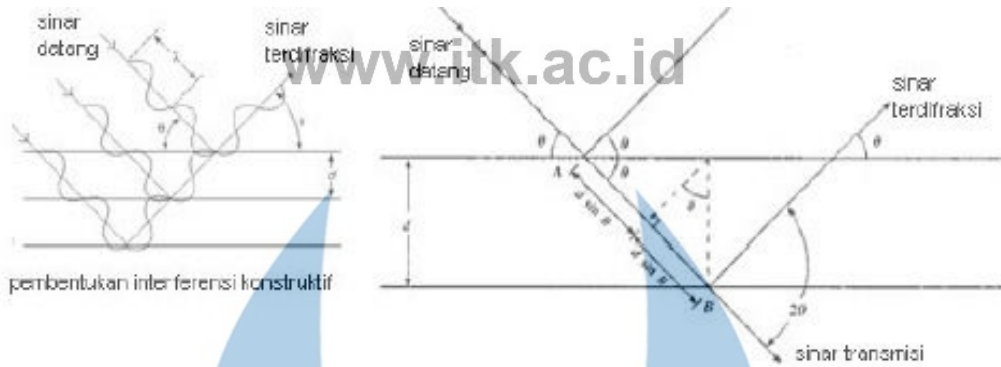
## 2.7 Analisis *Fourier Transform Infrared* (FT-IR)

Salah satu hasil kemajuan instrumentasi IR adalah pemrosesan data seperti *Fourier Transform Infrared* (FTIR). Teknik uji ini memberikan informasi dalam hal kimia, seperti struktur dan konformasional pada polimer dan polipaduan, perubahan induksi tekanan dan reaksi kimia. Dalam teknik ini padatan diuji dengan cara merefleksikan sinar infra merah yang melalui tempat kristal sehingga terjadi kontak dengan permukaan cuplikan. Degradasi atau induksi oleh oksidasi, panas, maupun cahaya, dapat diikuti dengan cepat melalui infra merah. Sensitivitas FTIR adalah 80-200 kali lebih tinggi dari instrumentasi dispersi standar karena resolusinya lebih tinggi (Kroschwitz, 1990).

Teknik pengoperasian FTIR berbeda dengan spektrofotometer infra merah. Pada FTIR digunakan suatu interferometer Michelson sebagai pengganti monokromator yang terletak di depan monokromator. Interferometer ini akan memberikan sinyal ke detektor sesuai dengan intensitas frekuensi vibrasi molekul yang berupa interferogram (Bassler, 1986). Interferogram memberikan informasi yang berdasarkan pada intensitas spektrum dari setiap frekuensi. Informasi yang keluar dari detektor diubah secara digital dalam komputer dan ditransformasikan sebagai domain, tiap-tiap satuan frekuensi dipilih dari interferogram yang lengkap (*fourier transform*). Kemudian sinyal itu diubah menjadi spektrum IR sederhana. Spektroskopi FTIR digunakan untuk mendeteksi sinyal lemah, menganalisis sampel dengan konsentrasi rendah dan analisis getaran (Silverstain, 1967).

## 2.8 *X-Ray Diffraction (XRD)*

Karakterisasi material dengan menggunakan pengujian *X-Ray Diffraction (XRD)* digunakan untuk menentukan sistem kristal, parameter kisi, derajat kristalinitas dan fase yang terdapat dalam suatu sampel (Cullity, 1992). Sinar-X mengacu pada radiasi elektromagnetik yang memiliki rentang panjang gelombang  $10^{-3}$  nm hingga 10 nm (M. Lee, 2016). XRD memiliki prinsip kerja secara umum, yaitu XRD memiliki tiga bagian utama, yaitu tabung sinar-X, tempat objek yang diteliti dan detektor sinar-X. Sinar-X dihasilkan pada tabung sinar-X yang berisi katoda untuk memanaskan filamen, sehingga menghasilkan elektron. Terdapat perbedaan tegangan yang menyebabkan kecepatan elektron dalam menembaki objek. Ketika elektron mempunyai tingkat energi yang tinggi dan menabrak elektron dalam objek sehingga dihasilkan pancaran sinar-X. Objek dan detektor berputar untuk menangkap dan merekam intensitas refleksi sinar-X. Detektor merekam dan memproses sinyal sinar-X dan mengolahnya dalam bentuk grafik. Hasil pengujian XRD dapat dianalisa secara kualitatif dan kuantitatif. Selama proses analisa hasil XRD, dapat memperhatikan beberapa point penting yaitu, difraksi maksimum, intensitas puncak dan distribusi intensitas yang digunakan sebagai sudut difraksi. Spektrum difraksi sinar-X berbagai bahan telah dikumpulkan dalam data *International Centre of Diffraction Data (ICDD)*.



Gambar 2.5 Difraksi Sinar-X (Setiabudi dkk, 2012)

Hasil analisis dengan XRD adalah berupa difraktogram yang berupa susunan garis atau puncak dengan intensitas dan posisi berbedabeda yang spesifik pada material yang dianalisis. Tiap fase kristalin mempunyai susunan difraktogram yang karakteristik, maka dapat digunakan sebagai sidik jari untuk uji identifikasi. Difraksi sinar X dapat digunakan untuk menentukan ukuran kristal (*crystallite size*) dengan fasa tertentu. Penentuannya merujuk pada puncak-puncak utama pola difraktogram melalui pendekatan persamaan Debye Scherrer yang dirumuskan:

$$D = \frac{K\lambda}{\beta \cos \theta} \quad 2.1$$

Dengan D adalah ukuran kristal (nm), K adalah tetapan Scherrer ( $K = 0,9-1$ ),  $\lambda$  adalah panjang gelombang sinar-X ( $\lambda = 1,5406 \text{ nm}$ ),  $\beta$  adalah FWHM (*Full Width at Half Maximum*) (rad),  $\theta$  adalah sudut difraksi (derajat) (Masruroh dkk, 2013).

## 2.9 Pengujian Makro

Makroskopik merupakan pengujian yang dilakukan dengan mata telanjang atau dengan bantuan kaca pembesar atau alat pembesar lainnya terhadap berbagai jenis bahan. Identitas makroskopis didasarkan pada bentuk, ukuran, warna, dan karakteristik permukaan (WHO, 2011). Pengujian makro dilakukan dengan mengamati gambar makro dari alat yang dihasilkan seperti mikroskop metalografi atau *USB digital microscope*.

## 2.10 Pengujian *Compressive Strength*

Kekuatan tekan menyatakan tegangan yang dibutuhkan untuk menghancurkan material dalam pengujian tekan. Tegangan yang diberikan merupakan suatu perubahan gaya terhadap luas penampang yang dikenai gaya tersebut. Pengujian kuat tekan dilakukan untuk mengetahui kekuatan tekan sampel uji guna menunjang data sifat mekanik. Setelah mendapatkan besarnya gaya, kuat tekan dapat dihitung dengan menggunakan persamaan 2.2.

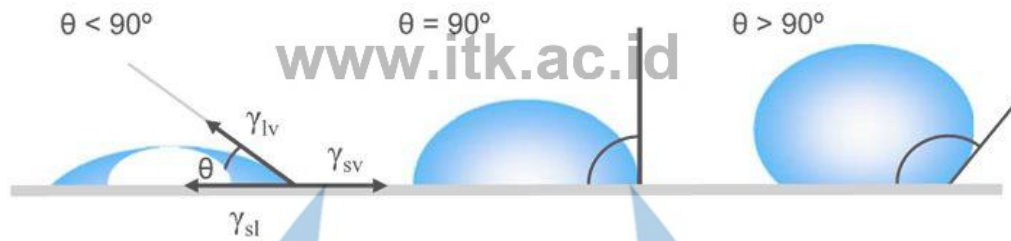
$$\sigma = \frac{F}{A} (MPa) \quad 2.2$$

Dengan  $\sigma$  adalah kuat tekan (MPa), F adalah gaya atau beban yang diberikan (N), dan A adalah luas penampang yang dikenai oleh beban (mm) (Setiadiputri 2018).

Sel punca merespon sifat mekanik substrat tempat sel tersebut akan tumbuh, faktor yang mempengaruhi sifat mekanis *scaffold* adalah antarmuka adhesi antara sel dengan material. Sifat mekanik secara *in-vitro*: *scaffold* harus mempunyai kekuatan yang cukup untuk menahan tekanan hidrostatik dari cairan jaringan dan mempertahankan ruangan yang dibutuhkan untuk pertumbuhan sel dan produksi matriks. Sifat mekanik secara *in-vivo*: karena jaringan selalu dibawah tekanan fisiologi (seperti kompresi, tekanan, torsi dan tekukan) sifat mekanik *scaffold* yang ditanam harus sedekat mungkin sesuai dengan jaringan yang hidup sehingga penyembuhan dapat terjadi (Herda and Puspitasari 2016).

## 2.11 *Contact Angle*

*Wettability* atau keterbasahan melibatkan pengukuran sudut kontak dimana menunjukkan derajat pembasahan ketika zat padat dan cairan berinteraksi. Sudut kontak kecil ( $< 90^\circ$ ) menunjukkan bahwa zat padat memiliki *wettability* tinggi, sedangkan sudut kontak besar ( $> 90^\circ$ ) menunjukkan *wettability* yang rendah (Yuan 2013).



Gambar 2.6 Ilustrasi Sudut Kontak yang Terbentuk pada Permukaan (Yuan, 2013)

Secara umum, keterbasahan permukaan dapat diklasifikasikan ke dalam dua istilah, tergantung pada nilai sudut kontak, yaitu hidrofilik dan hidrofobik. Dimana, hidrofilik adalah sifat suka air dan hidrofobik adalah sifat anti air. Sudut kontak nol merupakan indikasi bahwa permukaan memiliki afinitas tertinggi dengan cairan. Pada saat yang sama, hidrofilik diwakili oleh sudut kontak  $10^\circ < \theta < 90^\circ$  sedangkan hidrofobik diwakili oleh sudut kontak  $90^\circ < \theta < 150^\circ$  (Suroto, 2017). Pada biokeramik hidroksiapatit memiliki sifat hidrofilik sehingga permukaan *bone scaffold* mampu memberikan perlekatan, pertumbuhan, proliferasi dan diferensiasi sel seperti pembentukan matriks ekstraseluler (Herda and Puspitasari 2016).

## 2.12 Penelitian Terdahulu

Berikut adalah penelitian terdahulu yang memiliki keterkaitan dengan penelitian yang akan dilakukan.

Tabel 2.3 Daftar Penelitian Terdahulu

No	Nama Peneliti	Hasil
1.	(Rajkumar, 2011)	Penambahan SA hingga 1.5% berat meningkatkan ukuran rata-rata kristal hingga 9.70 nm. Ukuran kristal maksimum sebesar 20.3 nm pada nHAp/SA-1.50%.
2.	(Bintarti, 2012)	Komposit HAp-alginat dengan penambahan persen berat alginat 6% memiliki karakter terbaik yang mendekati aplikasi sebagai <i>bone graft</i> , karena memiliki nilai <i>compressive strength</i> paling tinggi, laju korosi (degradasi) paling rendah dan tidak beracun.

No	Nama Peneliti	Hasil
3.	(Kanasan dkk, 2017)	Komposit dengan komposisi 97/3% (HA/SA) memiliki <i>density ratio</i> terbesar yaitu sekitar 1,41g/cm <sup>3</sup> dan kekerasan tertinggi dicapai oleh komposit 95/5% (HA/SA) pada 0,047 GPa. Struktur mikro komposit 97/3% dan 95/5% (HA / SA) cenderung lebih homogen dan kompak dibandingkan dengan HA murni.
4.	(Milla, Indrani, and Irawan 2018)	Penggunaan konsentrasi alginat 1% dapat memperbesar porositas pada <i>scaffold</i> HAp/alginat.
5.	(Indrani, 2017)	Penambahan alginat 3% dapat menghasilkan porositas yang tinggi dan struktur berpori yang saling berhubungan dengan diameter pori antara 150-300 $\mu$ m.

