

**PEMBUATAN DAN KARAKTERISASI KOMPOSIT
BIOMEDIS HIDROKSIAPATIT-BIOPOLIMER**

FEBY RAHMAWATI FAJRIN



**DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
INSTITUT PERTANIAN BOGOR
BOGOR
2014**

PERNYATAAN MENGENAI SKRIPSI DAN SUMBER INFORMASI SERTA PELIMPAHAN HAK CIPTA*

Dengan ini saya menyatakan bahwa skripsi berjudul Pembuatan dan Karakterisasi Komposit Biomedis Hidroksiapatit-Biopolimer adalah benar karya saya dengan arahan dari dosen pembimbing dan belum diajukan dalam bentuk apa pun kepada perguruan tinggi mana pun. Sumber informasi yang berasal atau dikutip dari karya yang diterbitkan maupun tidak diterbitkan dari penulis lain telah disebutkan dalam teks dan dicantumkan dalam Daftar Pustaka di bagian akhir skripsi ini.

Dengan ini saya melimpahkan hak cipta dari karya tulis saya kepada Badan Pengkajian dan Penerapan Teknologi Biomaterial.

Bogor, April 2014

Feby Rahmawati Fajrin
NIM G74090032

ABSTRAK

FEBY RAHMAWATI FAJRIN. Pembuatan dan Karakterisasi Komposit Biomedis Hidroksiapatit-Biopolimer. Dibimbing oleh SITI NIKMATIN dan NENDAR HERDIANTO.

Pada penelitian ini telah dilakukan pembuatan HAp berpori dengan metode impregnasi spons dan pembuatan komposit HAp-Biopolimer dengan metode *slow suction*. Pembuatan HAp berpori dilakukan dengan variasi konsentrasi HAp 10%, 15%, 20% dengan konsentrasi porogen (PVA, H₂O₂) dan *ceramic dispersant* yang konstan. Fasa dan struktur kristal sampel dianalisa dengan menggunakan *X-Ray Diffraction*. HAp berpori yang dihasilkan kemurniannya belum 100%. Ukuran kristal dari sampel HAp berpori adalah 24.25 nm. Kandungan gugus kompleks HAp diidentifikasi menggunakan *Fourier Transform Infrared Spectroscopy*. Terdeteksi bahwa gugus yang terdapat dalam sampel HAp berpori berupa PO₄³⁻, OH⁻, CO₃²⁻. Morfologi struktur sampel dianalisa dengan menggunakan *Scanning Electron Microscopy*. Terlihat bahwa HAp berpori telah menunjukkan struktur berpori dengan pori-pori berukuran 10.41 - 407.40 µm. Semakin banyak komposisi HAp yang ditambahkan maka semakin kecil ukuran pori yang terbentuk. Kekuatan mekanik HAp berpori dan komposit HAp-Biopolimer dianalisa menggunakan *Universal Testing Machine* memiliki nilai *compressive strength* sebesar 0.52 - 5.94 MPa dan 13.03 - 22.03 MPa. Penambahan gelatin pada HAp berpori terbukti dapat mengurangi sifat getas.

Kata kunci: HAp berpori, komposit HAp-Biopolimer, *compressive strength*

ABSTRACT

FEBY RAHMAWATI FAJRIN. Preparation and Characterization of Hydroxyapatite-Biopolymer Biomedical Composites. Supervised by SITI NIKMATIN and NENDAR HERDIANTO.

In this research the preparation of porous HAp by polymeric sponge method and HAp-Biopolymer composites had been done by slow suction method. Preparation of porous HAp done with variation of HAp 10%, 15%, 20% with concentration of porogen (PVA, H₂O₂) and ceramic dispersant held constant. The phase and crystalline structure of sample characterized by X-Ray Diffraction. The result of porous HAp is not 100% pure. Crystal size obtained is 24.25 nm. The functional groups of porous HAp identified by Fourier Transform Infrared Spectroscopy, with the functional groups detected are PO₄³⁻, OH⁻, CO₃²⁻. The morphological structure of sample analyzed by Scanning Electron Microscopy. Porous HAp had shown the porous structure with pore size about 10.41 - 407.40 µm. If more of HAp composition were added, the pore size formed is smaller. Compressive strength of porous HAp and HAp-Biopolymer composites characterized by Universal Testing Machine and resulted in 0.52 - 5.94 MPa and 13.03 - 22.03 MPa. The addition of gelatin to the porous HAp is proven to reduce the brittleness.

Keywords : porous HAp, HAp-Biopolymers composites, compressive strength

**PEMBUATAN DAN KARAKTERISASI KOMPOSIT
BIOMEDIS HIDROKSIAPATIT-BIOPOLIMER**

FEBY RAHMAWATI FAJRIN

Skripsi
sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar
Sarjana Sains
pada
Departemen Fisika

**DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
INSTITUT PERTANIAN BOGOR
BOGOR
2014**

Judul Skripsi: Pembuatan dan Karakterisasi Komposit Biomedis Hidroksiapatit-
Biopolimer

Nama : Feby Rahmawati Fajrin

NIM : G74090032

Disetujui oleh

Dr. Siti Nikmatin, M.Si
Pembimbing I

Nendar Herdianto, M.Si
Pembimbing II

Diketahui oleh

Dr. Akhiruddin Maddu
Ketua Departemen Fisika

Tanggal Lulus:

PRAKATA

Puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah *subhanahu wa ta'ala* yang telah melimpahkan rahmat dan karunia-Nya, shalawat serta salam selalu tercurah kepada junjungan besar Nabi Muhammad SAW. Tema yang dipilih dalam penelitian yang dilaksanakan sejak bulan Maret 2013 ini ialah Pembuatan dan Karakterisasi Komposit Biomedis Hidroksiapatit-Biopolimer.

Terima kasih penulis ucapkan kepada Ayahanda Dasiman, Ibunda Sopiha, ananda Aldri Dwi Fahmi dan Muhammad Dafi Febrian yang selalu memberikan nasihat, motivasi, semangat untuk penulis dan atas segala do'a dan kasih sayang yang tak terkira.

Ungkapan terima kasih juga disampaikan kepada Ibu Dr. Siti Nikmatin, M.Si dan Bapak Nendar Herdianto, M.Si selaku pembimbing yang telah memberikan bimbingan dan motivasi kepada penulis, serta Bapak Drs. Sulistioso Giat Sukaryo yang telah banyak memberi saran. Di samping itu, penghargaan penulis sampaikan kepada seluruh dosen Fisika IPB yang telah memberi motivasi dan masukan kepada penulis. Tak lupa ungkapan terima kasih juga disampaikan kepada Bapak dan Ibu dari Badan Pengkajian dan Penerapan Teknologi Biomaterial yang banyak membantu selama pengumpulan data. Penulis juga ucapkan terima kasih kepada sahabat-sahabatku tercinta Lia Yuliana, Arlin Nissa, Irma SH, Kania, Ismi, Mbah Puji, Dewi CS dan teman-teman fisika khususnya angkatan 46, teman-teman SQ Community (khususnya adik-adikku bong, bocil, fire ball, icha-chan, dita-chan, icha-dufan) yang selalu memberikan semangat, Karya Salemba Empat (KSE) IPB, Rumah Sahabat Karya Salemba Empat (KSE), Lorong 7 A1, teman-teman sepergaulan dan semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu persatu.

Penulis menyadari bahwa karya tulis ini masih banyak kekurangan, untuk itu kritik dan saran sangat penulis harapkan. Semoga karya ilmiah ini dapat bermanfaat dan Allah *subhanahu wa ta'ala* menerima apa yang telah penulis lakukan sebagai wujud syukur kepada-Nya.

Bogor, April 2014

Feby Rahmawati Fajrin

DAFTAR ISI

DAFTAR TABEL	vi
DAFTAR GAMBAR	vi
DAFTAR LAMPIRAN	vi
PENDAHULUAN	1
Latar Belakang	1
Perumusan Masalah	2
Tujuan Penelitian	2
Manfaat Penelitian	2
Ruang Lingkup Penelitian	2
TINJAUAN PUSTAKA	2
Metode Impregnasi Spons	2
METODE	3
Bahan	3
Alat	3
Prosedur	3
HASIL DAN PEMBAHASAN	6
Pembuatan HAp Berpori	6
Pembuatan Komposit HAp-Biopolimer	10
SIMPULAN DAN SARAN	16
Simpulan	16
Saran	16
DAFTAR PUSTAKA	17
LAMPIRAN	19
RIWAYAT HIDUP	27

DAFTAR TABEL

1. Komposisi komposit HAp-Biopolimer.....	3
2. ACS hasil perhitungan.....	9
3. Parameter kisi sampel.....	9
4. Densitas dan porositas HAp berpori.....	12
5. Densitas dan porositas komposit HAp-Biopolimer	13
6. Hasil uji <i>compressive strength</i> HAp berpori	14
7. Hasil uji <i>compressive strength</i> komposit HAp-Biopolimer	14

DAFTAR GAMBAR

1. Pembuatan HAp berpori dengan metode impregnasi spons.....	4
2. Pembuatan komposit HAp-Biopolimer dengan metode <i>slow suction</i>	5
3. (a) Morfologi spons polimer menggunakan Mikroskop Polarisasi dengan perbesaran 40x (b) Morfologi sampel A9 (c) Morfologi sampel B9 (d) Morfologi sampel C9 dengan menggunakan SEM dengan perbesaran 40x	7
4. Pola XRD sampel (a) H_S (b) C7	8
5. Pola FTIR sampel C8	10
6. Morfologi sampel (a) A4 (b) B4 (c) C4 dengan menggunakan Mikroskop Polarisasi dengan perbesaran 40x	11
7. Grafik perbandingan hasil uji <i>compressive strength</i> HAp berpori dengan komposit HAp-Biopolimer	15

DAFTAR LAMPIRAN

1. Diagram alir penelitian	19
2. Alat dan bahan	20
3. Database JCPDS (a) HAp (b) TCP (c) AKB (d) AKA.....	21
4. Perhitungan pembuatan <i>slurry ceramic</i> dan pembuatan komposit HAp-Biopolimer.....	24
5. Data densitas dan porositas HAp berpori	25
6. Perhitungan parameter kisi untuk sampel HAp.....	26

PENDAHULUAN

Latar Belakang

Kerusakan tulang banyak terjadi di Indonesia. Penyebab utamanya antara lain kecelakaan lalu lintas, bencana alam dan osteoporosis.¹ Untuk memperbaiki kerusakan tulang tersebut diperlukan suatu material pengganti tulang. Pada bidang medis telah dilakukan perbaikan kerusakan tulang dengan berbagai jenis biomaterial. Biomaterial didefinisikan sebagai bahan *inert* yang diimplantasi ke dalam sistem hidup sebagai pengganti fungsi jaringan hidup atau organ.² Menurut Kalfas dan Ian H dalam Waluyo tubuh manusia tersusun oleh jaringan keras dan lunak. Tulang dan gigi termasuk jaringan keras yang merupakan organ biologi dinamik yang tersusun oleh sel aktif metabiologi yang terintegrasi ke dalam rangka yang kaku.³ *Bioceramic Hydroxyapatite* juga banyak digunakan untuk memperbaiki dan merekonstruksi bagian tulang manusia yang rusak terutama sebagai tulang pengganti dalam pengisian tulang.⁴ Dalam aplikasi biomedis, kemurnian, kristalinitas, dan bentuk ukuran partikel menjadi parameter penting.⁵ Selain itu, biomaterial yang digunakan adalah yang mudah diperoleh dan juga bersifat biokompatibel yaitu sesuai dengan jaringan keras dalam morfologi dan komposisinya.

Hidroksiapatit adalah suatu senyawa kalsium fosfat yang mengandung hidroksida. Hidroksiapatit (HAp) merupakan anggota dari mineral apatit dan mempunyai struktur kimia $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Struktur kimia tersebut sama dengan struktur kimia yang dimiliki komponen mineral pada tulang. Kesamaan struktur itulah yang membuat hidroksiapatit mampu menggantikan jaringan tulang yang rusak tanpa menyebabkan kerusakan pada jaringan lain yang sehat.⁶ Sifat-sifat yang menonjol dari hidroksiapatit adalah mudah diserap tulang (*resorbable*), bioaktif, tidak korosi dan biokompatibilitas yang tinggi.

HAp berpori berfungsi sebagai material pengisi tulang.⁷ Pori yang terbentuk berfungsi sebagai media pembentukan jaringan sel tulang yang tumbuh. Jaringan sel tulang baru akan tumbuh dalam pori-pori HAp, sehingga dapat meningkatkan regenerasi tulang dengan baik.⁸ Selain itu, menurut Javier dan Hassna dalam Purwamargapratala HAp berpori digunakan untuk pelepas obat (*drug releasing agents*), analisis kromatografi, dan jaringan keras *scaffolds*.⁹ Ukuran pori dari HAp memegang peranan penting dalam pertumbuhan tulang. Ukuran pori untuk memungkinkan pertumbuhan tulang bersamaan dengan sirkulasi darah sebesar 100 - 150 μm . Ukuran pori 50 μm dapat menghasilkan pembentukan osteoid.⁷

Dalam penelitian ini HAp berpori dihasilkan dengan metode impregnasi spons. HAp berpori yang dihasilkan akan digunakan dalam pembuatan komposit HAp-Biopolimer dengan metode *slow suction*. Hasil akan dikarakterisasi *X-Ray Diffraction* (XRD) untuk mengidentifikasi fasa, *Atomic Crystal Size* (ACS) dan parameter kisi dalam sampel serbuk HAp dan sampel HAp berpori. *Fourier Transform Infrared Spectroscopy* (FTIR) untuk mengetahui kandungan gugus karbonat dalam sampel HAp berpori, *Scanning Electron Microscopy* (SEM) untuk mengetahui morfologi HAp berpori, *Polarizing Microscopy* atau Mikroskop Polarisasi untuk mengetahui morfologi komposit HAp-Biopolimer, dan *Compressive Strength* dengan *Universal Testing Machine* (UTM) untuk menguji

kekuatan mekanik dari sampel HAp berpori dan sampel komposit HAp-Biopolimer. Biokeramik yang dihasilkan dalam penelitian ini berbentuk komposit yang dapat dimanfaatkan sebagai *drug delivery*.

Perumusan Masalah

1. Bagaimana cara membuat HAp berpori dengan morfologi yang sesuai dengan aplikasi cangkok tulang (*bonegraft*) ?
2. Bagaimana pengaruh porositas dan ukuran pori terhadap kekuatan mekanik dari HAp yang dihasilkan ?
3. Bagaimana pengaruh komposisi HAp/Biopolimer terhadap kekuatan mekanik dari komposit HAp-Biopolimer yang dihasilkan ?

Tujuan Penelitian

1. Membuat HAp berpori dengan metode impregnasi spons dan mempelajari morfologinya.
2. Mempelajari pengaruh porositas dan ukuran pori, terhadap kekuatan mekanik dari HAp yang dihasilkan.
3. Membuat komposit HAp-Biopolimer dan melakukan karakterisasi terhadap kekuatan mekanik dari komposit HAp-Biopolimer yang dihasilkan.

Manfaat Penelitian

Biokeramik hidroksiapatit merupakan salah satu aplikasi sebagai teknologi material pengganti tulang. Biokeramik yang dibuat dalam penelitian ini berbentuk komposit yang dapat dimanfaatkan sebagai *drug delivery*.

Ruang Lingkup Penelitian

Pembuatan HAp berpori dalam penelitian ini dilakukan dengan metode impregnasi spons. HAp berpori yang dihasilkan akan dicampurkan dengan biopolimer berupa gelatin untuk membentuk komposit HAp-Biopolimer dengan metode *slow suction*.

TINJAUAN PUSTAKA

Metode Impregnasi Spons

Proses industri yang paling populer dari pembuatan keramik berpori adalah proses replikasi, juga disebut metode *polimeric sponge* (impregnasi spons). Kelebihan dari metode ini adalah ukuran pori dapat dikontrol, pori-porinya saling berhubungan, tetapi mekaniknya rendah. Metode ini terdiri dari impregnasi polimer atau spons alami dengan *slurry ceramic* selanjutnya dengan perlakuan termal yang memungkinkan organik aditif terbakar, dan sinterring bahan keramik. Akibatnya replikasi dari spons alami diperoleh.¹⁰

METODE

Bahan

Bahan-bahan yang digunakan adalah serbuk HAp, Polivinil Alkohol (PVA), Duramax D-3005, Hidrogen Peroksida (H_2O_2), spons polimer 3M, gelatin, akuades.

Alat

Alat-alat yang digunakan dalam penelitian ini antara lain berupa alat-alat kaca, neraca digital, pinset, jangka sorong, *syringe* (suntikan) 12 ml, *aluminium foil*, *furnace*, *magnetic stirrer*, *Scanning Electron Microscopy*, *Polarizing Microscopy*, *Fourier Transform Infrared Spectroscopy*, *X-Ray Diffraction*, dan *Universal Testing Machine*.

Prosedur

Pembuatan HAp Berpori

Pembuatan HAp berpori dalam penelitian ini dilakukan dengan metode impregnasi spons. Langkah awal pada metode ini adalah pemilihan spons terlebih dahulu, spons yang digunakan dalam penelitian ini adalah spons polimer 3M. Spons tersebut kemudian dicetak berbentuk silinder dengan ukuran (± 10 mm x 10.5 mm, diameter x tinggi).¹¹ Sebelum digunakan spons tersebut direndam dengan air terlebih dahulu. Tahap selanjutnya adalah persiapan *slurry ceramic*, *slurry ceramic* dibuat dengan mencampurkan serbuk HAp, PVA dan H_2O_2 sebagai porogen, duramax sebagai *ceramic dispersant*, dengan pelarutnya berupa akuades. Komposisi yang divariasikan dapat dilihat pada Tabel 1.

Tabel 1 Komposisi komposit HAp-Biopolimer

Sampel	Matriks				<i>Filler</i>
	HAp (% v/v)	PVA (% b/b)	H_2O_2 (% b/b)	Duramax (% b/b)	Gelatin (% b/b)
A	10				
B	15	2	10	5	15
C	20				

Perhitungan pembuatan *slurry ceramic* terdapat pada Lampiran 4, dimana (% b/b) merupakan (jumlah gram terlarut/gram larutan) x 100% dan (% v/v) merupakan (jumlah ml terlarut/ml larutan) x 100%. Berdasarkan tabel komposisi bahan di atas, bahan-bahan tersebut dicampur dengan menggunakan *magnetic stirrer*. Pembuatan *slurry ceramic* dibagi menjadi beberapa tahap, tahap pertama adalah melarutkan PVA terlebih dahulu. Setelah seluruh PVA terlarut, tahap kedua adalah memasukkan duramax sebagai *ceramic dispersant* untuk mendorong terjadinya dispersi dan mempertahankan partikel tersebar dalam *slurry ceramic* sehingga mencegah terjadinya pengendapan *slurry ceramic*. Setelah PVA dan

duramax telah tercampur secara homogen, tahap selanjutnya adalah serbuk HAp dimasukkan ke dalamnya secara perlahan sampai seluruh serbuk HAp masuk ke dalam *slurry ceramic*. *Slurry ceramic* tersebut *distirrer* selama 24 jam sampai tercampur secara homogen. Selanjutnya H₂O₂ kemudian dicampurkan 30 menit sebelum proses impregnasi. Setelah *slurry ceramic* siap, spons dimasukkan ke dalam *slurry ceramic*, kemudian diimpregnasi dengan menggunakan pinset di dalam *slurry ceramic*. Setelah *slurry ceramic* terserap oleh spons lalu spons diangkat dari *slurry ceramic* dan diguling-gulingkan di wadah untuk menghilangkan kelebihan *slurry* yang disebabkan salah satunya oleh pecahnya gelembung-gelembung yang terbentuk dari dekomposisi H₂O₂ menjadi H₂O dan O₂. Setelah spons-spons tersebut selesai impregnasi, selanjutnya dikeringkan pada suhu kamar selama 2 hari. Setelah pengeringan suhu kamar kemudian disintering dalam *furnace* sampai suhu 1250 °C dengan total waktu 17 jam dengan pemanasan yang dilakukan beberapa tahap (i) pemanasan dari suhu kamar sampai dengan suhu 600 °C selama 12 jam kemudian ditahan selama 1 jam dilakukan agar terjadi penguapan porogen, dan terbakarnya spons lalu hilang sehingga terjadi replikasi (ii) pemanasan 600 - 1250 °C selama 3 jam kemudian ditahan selama 1 jam dilakukan agar molekul-molekul terlepas dari penjejakan molekul HAp yang mengakibatkan timbulnya pori dan pada proses ini juga diharapkan terbentuknya fasa HAp.



Gambar 1 Pembuatan HAp berpori dengan metode impregnasi spons

Pembuatan Komposit HAp-Biopolimer

Pembuatan komposit HAp-Biopolimer dilakukan dengan metode *slow suction*. Setelah HAp berpori dihasilkan, hasilnya akan digunakan dalam pembuatan komposit HAp-Biopolimer. HAp berpori sebagai matriks kemudian dicampurkan dengan biopolimer berupa gelatin sebagai *filler* dengan komposisi pada Tabel 1 Komposisi komposit HAp-Biopolimer.

Sebelum dicampurkan dengan gelatin, HAp berpori yang dihasilkan dari proses sebelumnya dihitung densitasnya terlebih dahulu untuk mengetahui porositasnya. Pengukuran dilakukan dengan menimbang massa, mengukur diameter dan tinggi HAp berpori menggunakan jangka sorong. Setelah data pengukuran sudah didapat, maka nilai densitas dihitung dengan menggunakan persamaan (1).¹²

$$\rho = \frac{4m}{\pi d^2 h} \quad (1)$$

dimana m merupakan massa dari HAp berpori (g), d merupakan diameter HAp berpori (cm), h adalah tinggi HAp berpori (cm), dan konstanta π yang nilainya 3.14.

HAp berpori yang dihasilkan telah melewati proses sintering, maka spons polimer dan porogen berupa PVA dan H₂O₂ diharapkan akan hilang dan timbul

pori-pori. Berdasarkan hal tersebut porositas (%) dapat dihitung dengan persamaan (2).¹²

$$P = \left(1 - \frac{\rho_{sample}}{\rho_{HAp\ pure}}\right) \cdot 100 \% \quad (2)$$

dimana ρ_{sample} (g/cm^3) merupakan densitas dari HAp berpori yang dihitung dengan persamaan (1), $\rho_{HAp\ pure}$ adalah densitas HAp secara teori yang nilainya adalah $3.156 \text{ g}/\text{cm}^3$.

Perhitungan densitas dan porositas dilakukan pada seluruh sampel HAp berpori. Kemudian dari hasil perhitungan tersebut dipilih enam buah HAp berpori masing-masing dari sampel A, sampel B, dan sampel C (tiga buah HAp berpori tanpa gelatin sebagai kontrol dan tiga buah HAp berpori yang akan dicampurkan dengan biopolimer berupa gelatin untuk membentuk komposit HAp-Biopolimer). Nilai rata-rata porositas HAp berpori tanpa gelatin sebagai kontrol yang dipilih harus memiliki nilai rata-rata porositas yang sama dengan HAp berpori yang akan dicampurkan dengan biopolimer berupa gelatin untuk membentuk komposit HAp-Biopolimer. Sampel HAp berpori yang telah dipilih kemudian dicampurkan dengan biopolimer berupa gelatin untuk membentuk komposit HAp-Biopolimer.

Pembuatan komposit dilakukan dengan metode *slow suction*. Metode *slow suction* atau sistem vakum sederhana dilakukan dengan menggunakan *syringe* atau suntikan. Langkah awal pada metode ini yaitu menyiapkan larutan gelatin terlebih dahulu dengan konsentrasi 15% (Lampiran 4). Selanjutnya menyiapkan *syringe* atau suntikan. Suntikan terdiri dari jarum, tabung (*barrel*) berbentuk silinder yang merupakan tempat larutan yang memiliki tanda di atasnya seperti penggaris dengan bagian ujung (*tip*), dan alat penghisap (*plunger*) yang menempati rongga *barrel*. Dalam penelitian ini hanya bagian *barrel* dan *plunger* yang digunakan. Bagian ujung (*tip*) ditutup dengan salah satu jari tangan, lalu larutan gelatin yang sudah dibuat sebelumnya dituangkan ke dalam *barrel* melalui bagian atas *barrel*. Selanjutnya HAp berpori dimasukkan ke dalam larutan gelatin yang berada pada *barrel*. Lalu bagian *plunger* dipasang. Bagian *plunger* kemudian ditekan dan ditarik secara berulang sampai larutan gelatin mengisi pori-pori yang dimiliki oleh HAp berpori. Larutan gelatin yang sudah masuk ke dalam pori-pori HAp berpori ditandai dengan munculnya gelembung-gelembung di dalam larutan gelatin pada *barrel* sebagai tanda udara yang berada dalam pori-pori telah digantikan oleh larutan gelatin yang sudah mulai memasuki pori. Setelah seluruh sampel HAp berpori dicampurkan dengan biopolimer gelatin, proses selanjutnya dikeringkan pada suhu kamar. Setelah sampel komposit HAp-Biopolimer dihasilkan, sampel tersebut dapat digunakan sebagai komposit biomedis.



Gambar 2 Pembuatan komposit HAp-Biopolimer dengan metode *slow suction*

Karakterisasi XRD, FTIR, SEM, Mikroskop Polarisasi dan *Compressive Strength*

Karakterisasi XRD dilakukan dengan tujuan untuk mengidentifikasi fasa, parameter kisi, dan *Atomic Crystal Size* (ACS) yang terdapat dalam sampel serbuk HAp dan HAp berpori. Pengujian fasa dengan teknik difraksi sinar-x ini dilakukan pada sudut 2θ dari 20° hingga 60° . Untuk menentukan fasa HAp dari sampel yaitu dengan membandingkan setiap puncak sampel dengan puncak dari HAp (*Hydroxyapatite*), TCP (*Tri Calcium Phosphate*), AKA (*Apatite Carbonate Type A*), AKB (*Apatite Carbonate Type B*). Pola difraksi HAp, TCP, AKA, dan AKB yang akan dicocokkan dengan sampel berasal dari *database JCPDS (Joint Committee on Powder Diffraction Standards)* yang terdapat pada Lampiran 3.

Karakterisasi FTIR dilakukan untuk mengetahui kandungan gugus karbonat dalam sampel HAp berpori. Sampel HAp berpori dihaluskan terlebih dahulu lalu dikarakterisasi dalam jangkauan bilangan gelombang $600 - 4000 \text{ cm}^{-1}$.

Karakterisasi dengan SEM dilakukan untuk mengetahui morfologi dari HAp berpori. Sampel diletakkan pada plat aluminium yang memiliki dua sisi kemudian dilapisi dengan pelapisan emas setebal 48 nm. Proses selanjutnya, sampel yang telah dilapisi emas diamati dengan menggunakan SEM dengan tegangan 22 kV dan perbesaran 40x.

Karakterisasi dengan Mikroskop Polarisasi yang dilengkapi dengan kamera untuk pengambilan gambar yang terlihat dilakukan untuk mengetahui morfologi dari sampel komposit HAp-Biopolimer dengan perbesaran 40x.

Karakterisasi *compressive strength* dengan UTM dilakukan untuk mengetahui kekuatan mekanik dari sampel HAp berpori dan komposit HAp-Biopolimer. Sampel berbentuk silinder dengan ukuran ($\pm 10 \text{ mm} \times 10.5 \text{ mm}$, diameter \times tinggi). Kemudian akan dilepaskan beban maksimal sebesar 10 kN dengan kecepatan 1.3 mm/menit.

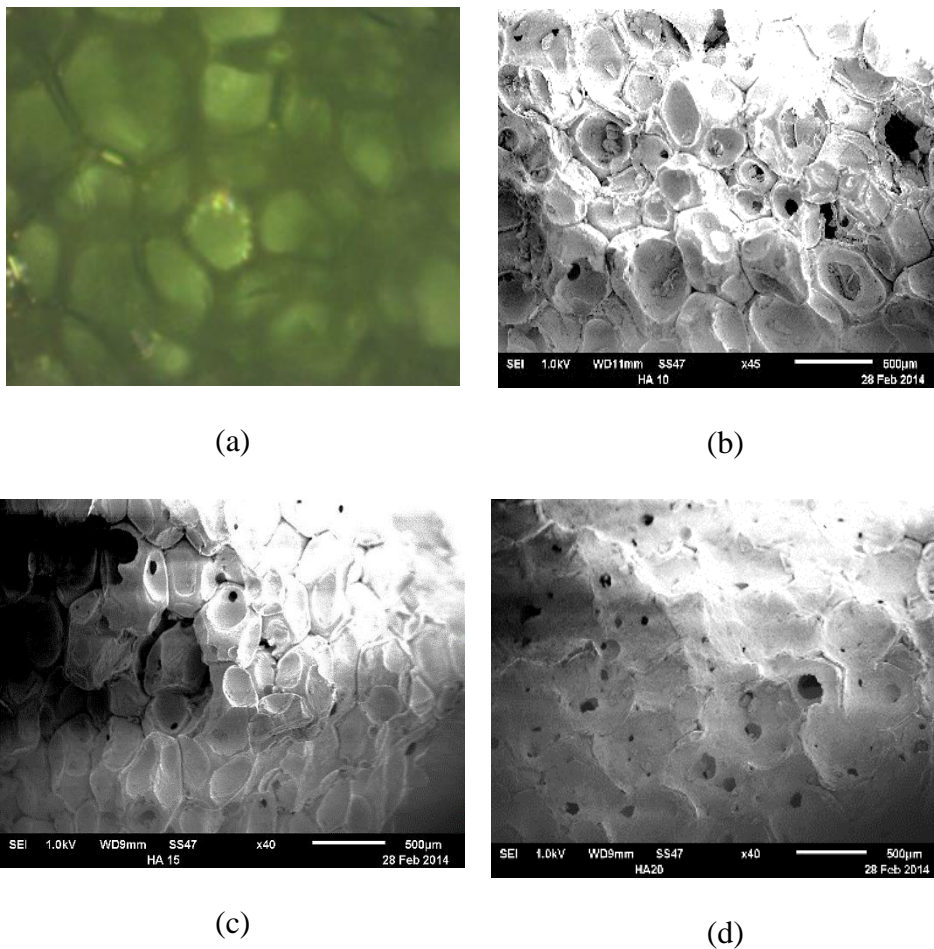
HASIL DAN PEMBAHASAN

Pembuatan HAp Berpori

HAp merupakan material implan tulang yang bersifat bioaktif dan osteokonduktif sehingga dapat merangsang pertumbuhan sel baru di sekitar implan tulang.¹³ Pembuatan HAp berpori pada penelitian ini dilakukan dengan menggunakan metode impregnasi spons atau proses replikasi spons polimer.

Karakteristik fisik dari HAp berpori meliputi ukuran pori, morfologi pori, dan keseragaman pori akan mempengaruhi pertumbuhan tulang ke dalam implan.¹³ Berikut ini Gambar 3 (a) adalah morfologi spons polimer yang digunakan dalam penelitian ini. Gambar (b), (c), dan (d) memperlihatkan hasil SEM dari sampel HAp berpori dengan variasi konsentrasi HAp 10%, 15%, dan 20% dengan konsentrasi porogen (PVA, H_2O_2) dan *ceramic dispersant* yang konstan. Pencirian dengan menggunakan SEM memperlihatkan bahwa morfologi HAp berpori yang terbentuk merupakan replikasi dari spons polimer yang digunakan, memiliki permukaan yang kasar, membentuk struktur berpori, dan distribusi pori yang kurang seragam.

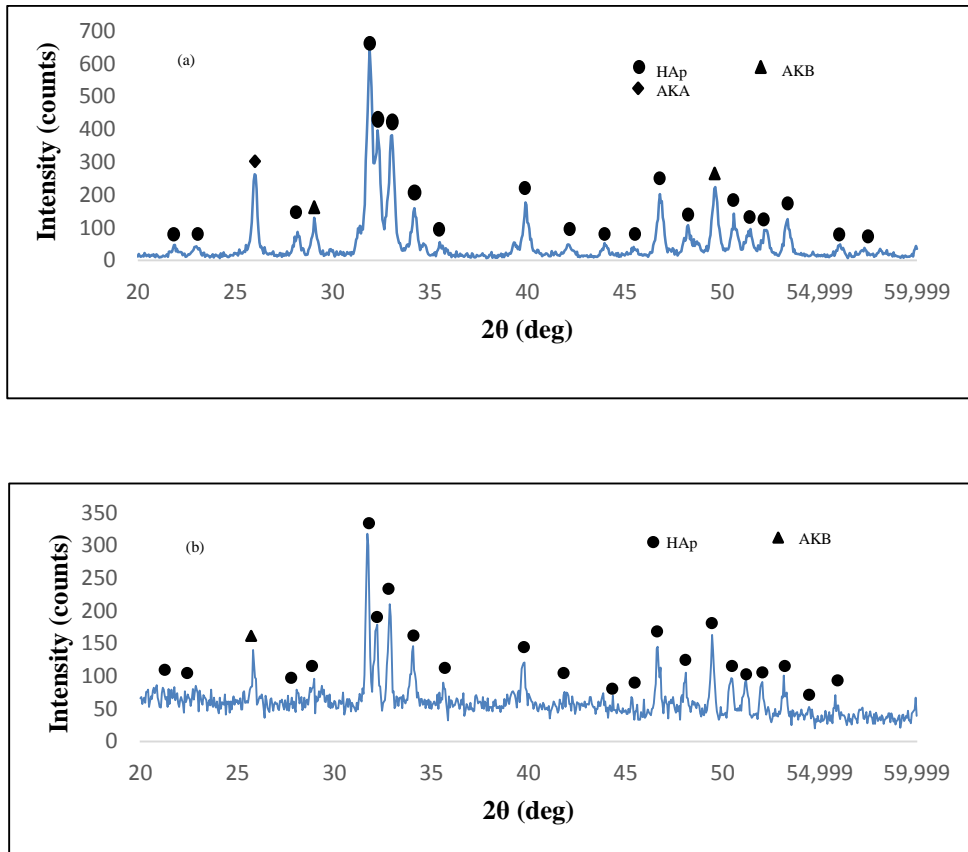
Struktur berpori yang dihasilkan terjadi setelah penghilangan porogen berupa PVA dan H_2O_2 . Pori terbentuk akibat adanya kekosongan ruang karena rengangan dan pelepasan partikel porogen PVA dan H_2O_2 dari jebakan partikel HAp akibat pemanasan suhu tinggi sehingga meninggalkan jejak berupa pori. Ukuran pori yang terbentuk dari variasi konsentrasi HAp 10%, 15%, dan 20% berada pada rentang 10.41 - 407.40 μm . Ukuran pori maksimum berada pada HAp dengan konsentrasi 10%. Variasi konsentrasi HAp memiliki pengaruh yang signifikan. Semakin tinggi konsentrasi HAp maka pori yang terbentuk semakin kecil, hal tersebut disebabkan karena ruang untuk terbentuknya pori semakin sedikit.



Gambar 3 (a) Morfologi spons polimer menggunakan Mikroskop Polarisasi dengan perbesaran 40x (b) Morfologi sampel A9 (c) Morfologi sampel B9 (d) Morfologi sampel C9 dengan menggunakan SEM dengan perbesaran 40x

Fasa yang terbentuk pada sampel HAp berpori, parameter kisi kristal dan *Atomic Crystal Size* (ACS) dianalisis dengan menggunakan karakterisasi XRD. Analisa yang dilakukan dengan mencocokkan data *Joint Comittee on Powder Diffraction Standars* (JCPDS). Berikut ini adalah pola XRD yang didapat dari

sampel H_S yang merupakan serbuk HAp sebelum sintering sebagai salah satu bahan dalam pembuatan *slurry ceramic* dan sampel C7 yang merupakan salah satu dari HAp berpori sampel C dengan konsentrasi HAp 20%. Sampel tersebut cukup untuk mewakili keseluruhan sampel HAp berpori.



Gambar 4 Pola XRD sampel (a) H_S (b) C7

Gambar 4 memperlihatkan pola XRD yang terbentuk pada sampel H_S dan sampel C7. Hasil analisis menunjukkan bahwa fasa yang mendominasi kedua sampel yaitu fasa HAp. Pada sampel H_S selain fasa HAp juga muncul fasa lain, yaitu apatit karbonat tipe A (AKA) dan apatit karbonat tipe B (AKB). Dalam sampel H_S fasa AKA muncul pada sudut 26.1° dengan intensitas yang cukup tinggi yaitu 128, fasa AKB muncul pada sudut 29.15° dan 49.75° . Sementara dalam sampel C7 hanya dua fasa yang muncul, yaitu fasa HAp yang mendominasi hampir seluruh puncak dan fasa AKB pada sudut 25.85° .

Menurut de Campos DDP dan Betran CA dalam Jusiana substitusi CO_3^{2-} di dalam struktur HAp membentuk apatit karbonat tipe A ataupun apatit karbonat tipe B. Karbonat dapat menggantikan OH^- membentuk $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{CO}_3$ (AKA) atau menggantikan gugus PO_4^{3-} membentuk $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_3(\text{CO}_3)_3(\text{OH})_2$ (AKB).¹⁴ Seperti pada Gambar 4 (a) sampel H_S pada penelitian ini mengandung fasa apatit karbonat tipe A (AKA) dan tipe B (AKB).

Berdasarkan hasil XRD pada Gambar 4 (b) fasa HAp yang terbentuk setelah proses sintering semakin dominan, namun terbentuk fasa lain selain HAp, yaitu apatit karbonat tipe B. Adanya apatit karbonat tipe B dalam jumlah yang relatif kecil pada HAp berpori tidak membahayakan bagi tubuh karena apatit karbonat termasuk dalam kategori komposit kalsium fosfat sama seperti HAp.¹⁴

Pada Tabel 2 memperlihatkan ACS sampel yang dihitung menggunakan persamaan *Scherrer*.

$$ACS = \frac{0.94 \lambda}{\beta \cos \theta}$$

dengan ACS adalah *Atomic Crystal Size* (nm), 0.94 adalah konstanta untuk kristal, λ adalah panjang gelombang sinar-X pada saat difraksi (nm), β adalah FWHM (*Full Width at Half Maximum*) (rad), θ adalah sudut difraksi (rad). *Atomic Crystal Size* hasil perhitungan yang diperoleh pada sampel H_S dan sampel C adalah 20.92 dan 24.25 nm. ACS berbanding terbalik dengan nilai FWHM. Semakin besar nilai ACS maka nilai FWHM akan semakin kecil. Berdasarkan hasil perhitungan, ACS sampel hampir mendekati ukuran kristal tulang. Ukuran kristal tulang memiliki interval 19 - 23 nm.¹³ Secara umum semakin tinggi suhu menyebabkan semakin teratur susunan atom dalam bahan tersebut, sehingga semakin tinggi intensitas dan semakin sempit lebar setengah puncak, hal ini menyebabkan ACS semakin besar.¹⁵

Tabel 2 ACS hasil perhitungan

Kode Sampel	β (deg)	β (rad)	D (nm)
H_S	0.44	0.0076	20.92
C7	0.39	0.0067	24.25

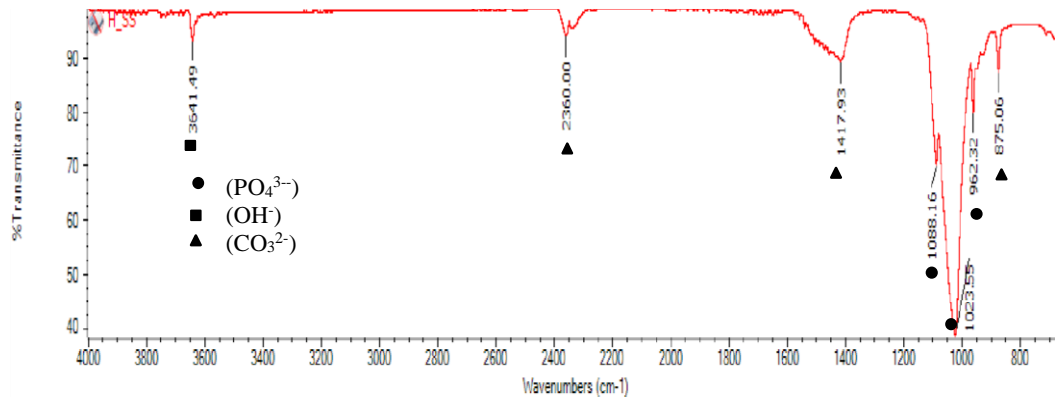
Tabel 3 Parameter kisi sampel

Kode Sampel	Parameter kisi		Ketepatan	
	a=b (Å)	c (Å)	a (%)	c (%)
H_S	9.44	6.88	99.72	99.63
C7	9.39	6.86	99.7	99.64

Struktur unit kristal HAp berbentuk heksagonal dengan parameter kisi a=b=9.418 Å dan c=6.881 Å. Dengan pola difraksi, parameter kisi dapat dihitung dengan menggunakan metode Cohen (Lampiran 6) yang hasilnya dapat dilihat pada Tabel 3. Berdasarkan hasil perhitungan, pada Tabel 3 menunjukkan tingginya persentase ketepatan parameter kisi yakni 99% yang dihasilkan setiap sampel. Tingginya ketepatan parameter kisi yang dihasilkan dalam setiap sampel menunjukkan bahwa fasa yang terkandung dalam sampel pada umumnya adalah HAp.

HAp dapat terdeteksi dengan adanya kehadiran gugus fosfat (PO_4^{3-}), gugus hidroksil (OH^-). Identifikasi gugus kompleks pada HAp dilakukan dengan karakterisasi FTIR. Sampel yang dikarakterisasi dengan FTIR yaitu sampel C8

yang merupakan salah satu dari HAp berpori sampel C dengan konsentrasi HAp 20%. Sampel tersebut cukup untuk mewakili keseluruhan sampel HAp berpori. Hasil karakterisasi dapat dilihat pada Gambar 5.

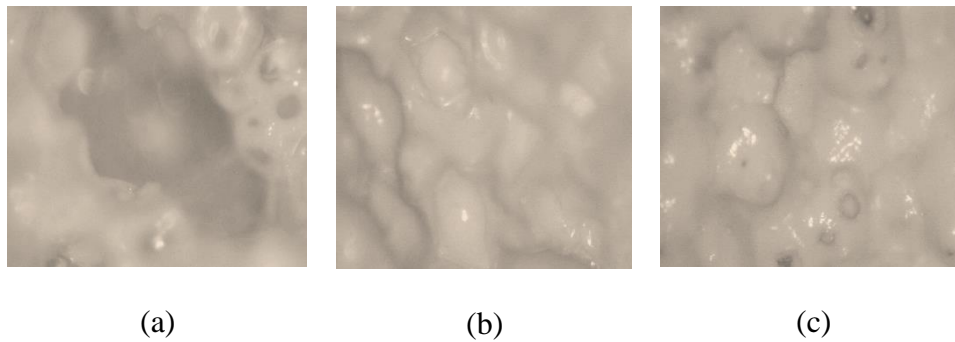


Gambar 5 Pola FTIR sampel C8

Dari Gambar 5 terlihat bahwa HAp berpori yang dihasilkan memiliki gugus fungsi PO_4^{3-} , OH^- , CO_3^{2-} . Gugus fosfat PO_4^{3-} memiliki daerah absorbansi sinar inframerah pada bilangan gelombang 1100 - 950 cm^{-1} . Pada Gambar 5 gugus PO_4^{3-} terlihat di sekitar bilangan gelombang 962 cm^{-1} , 1023 cm^{-1} , dan 1088 cm^{-1} . Gugus hidroksil OH^- memiliki daerah absorbansi sinar inframerah pada bilangan gelombang 3700 - 3000 cm^{-1} . Pada Gambar 5 gugus OH^- terdapat pada puncak pita pada bilangan gelombang 3641 cm^{-1} . Gugus karbonat CO_3^{2-} memiliki daerah absorbansi sinar inframerah pada panjang gelombang 865 - 875 cm^{-1} , 1400 - 1300 cm^{-1} , 2500 - 2300 cm^{-1} .¹⁶ Pada Gambar 5 gugus CO_3^{2-} terdapat pada puncak pita disekitar bilangan gelombang 875 cm^{-1} , 1417 cm^{-1} , dan 2360 cm^{-1} . Karbonat yang terdapat pada sampel berada pada bilangan di sekitar 1400 - 1460 cm^{-1} dan 873 cm^{-1} dapat diindikasikan sebagai HAp apatit karbonat tipe B.¹⁷ Adanya HAp apatit karbonat tipe A atau apatit karbonat tipe B dalam jumlah yang relatif kecil pada HAp berpori tidak membahayakan bagi tubuh karena apatit karbonat termasuk dalam kategori komposit kalsium fosfat sama seperti HAp.¹⁴

Pembuatan Komposit HAp-Biopolimer

Keramik HAp berpori sangat berguna dalam sistem pengiriman obat (*drug delivery*), pelepasan obat yang lambat, lokal, dan berkelanjutan untuk berbagai pengobatan penyakit.⁹ Dalam penelitian ini, HAp berpori dicampurkan dengan biopolimer berupa gelatin untuk membentuk komposit HAp-Biopolimer. Berikut ini Gambar 6 (a), (b), dan (c) adalah morfologi HAp berpori dengan variasi konsentrasi HAp 10%, 15%, dan 20% yang telah dicampurkan biopolimer berupa gelatin dengan konsentrasi 15%. Pada Gambar 6 memperlihatkan bahwa telah terbentuknya komposit HAp-Biopolimer, warna mengkilap yang terlihat pada gambar menunjukkan keberadaan biopolimer gelatin yang telah menempel dan mengisi pori-pori pada HAp berpori.



Gambar 6 Morfologi sampel (a) A4 (b) B4 (c) C4 dengan menggunakan Mikroskop Polarisasi dengan perbesaran 40x

Penambahan biopolimer diharapkan dapat mengurangi sifat *brittle* (mudah rusak) pada HAp berpori sehingga menghasilkan komposit yang tahan terhadap tekanan dan biodegradabel. Selain dapat mengurangi sifat *brittle*, biopolimer gelatin dapat dimanfaatkan untuk memperoleh bahan pengiriman dan pelepasan obat tulang terkontrol. Sehingga komposit HAp-Biopolimer dapat dimanfaatkan untuk *drug delivery*.

Sebelum penambahan biopolimer gelatin, seluruh HAp berpori diuji porositas terlebih dahulu. Porositas merupakan ukuran dari ruang kosong diantara material.¹⁸ Porositas dihitung dengan mencari densitas HAp berpori terlebih dahulu dengan menggunakan persamaan (1). Setelah nilai densitas sudah didapat, maka porositas HAp berpori dapat dihitung dengan menggunakan persamaan (2). Variasi konsentrasi HAp dengan konsentrasi porogen (PVA, H₂O₂) dan *ceramic dispersant* yang konstan. Sampel A1-A6 merupakan sampel yang memiliki konsentrasi HAp 10%, sampel B1-B6 merupakan sampel yang memiliki konsentrasi HAp 15%, dan sampel C1-C6 merupakan sampel yang memiliki konsentrasi HAp 20%.

Berdasarkan Tabel 4 terlihat bahwa hubungan densitas dan porositas HAp berpori berbanding terbalik. Variasi konsentrasi HAp pada *slurry ceramic* akan mempengaruhi nilai densitas dan porositas yang dihasilkan. Nilai rata-rata porositas sampel A1-A6 sebesar 79% (A1-A3 merupakan sampel HAp berpori tanpa gelatin sebagai kontrol dan A4-A6 merupakan HAp berpori yang akan dicampurkan dengan biopolimer berupa gelatin untuk membentuk komposit HAp-Biopolimer), sampel B1-B6 memiliki nilai rata-rata porositas sebesar 72% (B1-B3 merupakan sampel HAp berpori tanpa gelatin sebagai kontrol dan B4-B6 merupakan HAp berpori yang akan dicampurkan dengan biopolimer berupa gelatin untuk membentuk komposit HAp-Biopolimer), dan sampel C1-C6 memiliki nilai rata-rata porositas sebesar 67% (C1-C3 merupakan sampel HAp berpori tanpa gelatin sebagai kontrol dan C4-C6 merupakan HAp berpori yang akan dicampurkan dengan biopolimer berupa gelatin untuk membentuk komposit HAp-Biopolimer).

Tabel 4 Densitas dan porositas HAp berpori

Sampel	$\rho_{\text{sampel}}(\text{gr}/\text{cm}^3)$	Porositas (%)	Rata-rata Porositas (%)
A1	0.569	81.99	79.3
A2	0.698	77.89	
A3	0.696	77.96	
A4	0.616	80.51	79.4
A5	0.622	80.31	
A6	0.709	77.55	
B1	0.917	70.68	72.2
B2	0.816	74.16	
B3	0.905	70.99	
B4	0.927	70.68	72.5
B5	0.873	72.38	
B6	0.836	73.55	
C1	1.075	65.97	67.9
C2	0.973	69.22	
C3	0.991	68.64	
C4	0.969	69.32	67.9
C5	1.079	65.83	
C6	0.992	68.6	

Semakin tinggi konsentrasi HAp, porositas yang dihasilkan semakin rendah, dan densitas yang dihasilkan semakin tinggi. Hal tersebut terjadi karena pori yang terbentuk semakin kecil yang disebabkan ruang untuk terbentuknya pori semakin sedikit sehingga rapat massa yang dihasilkan akan semakin tinggi. Pori yang lebih besar akan mengurangi kekuatan mekanik dari HAp berpori. Sampel A1-A6 yang memiliki nilai rata-rata porositas tertinggi memiliki sifat fisik yang agak rapuh, sedangkan sampel C1-C6 dengan nilai rata-rata porositas terendah memiliki sifat fisik yang cukup kuat.

Tabel 5 Densitas dan porositas komposit HAp-Biopolimer

Sampel	$\rho_{\text{sampel}}(\text{gr}/\text{cm}^3)$	Porositas (%)	Rata-rata Porositas (%)
A4	0.712	77.46	
A5	0.705	77.68	76.68
A6	0.792	74.91	
B4	0.997	68.42	
B5	0.947	70	70.1
B6	0.888	71.87	
C4	1.056	65.57	
C5	1.717	62.92	65.28
C6	1.062	66.36	

Berdasarkan Tabel 5 dapat terlihat bahwa sampel HAp berpori yang sudah dicampurkan dengan biopolimer gelatin mengalami peningkatan densitas dan penurunan nilai rata-rata porositas. A4-A6 yang awalnya memiliki nilai rata-rata porositas sebesar 79% turun menjadi 76%, B4-B6 yang awalnya memiliki nilai rata-rata porositas sebesar 72% turun menjadi 70%, dan C4-C6 yang awalnya memiliki nilai rata-rata porositas sebesar 67% turun menjadi 65%. Hal tersebut terjadi karena penambahan biopolimer gelatin yang sudah menempel dan mengisi pori-pori. Namun biopolimer gelatin yang masuk ke dalam HAp berpori tidak terlalu optimum. Salah satu penyebabnya karena tingginya konsentrasi biopolimer gelatin sehingga agak sulitnya biopolimer gelatin untuk masuk ke dalam pori-pori.

Setelah proses uji porositas dan pembuatan komposit HAp-Biopolimer dilakukan pengujian *compressive strength* untuk mempelajari kekuatan mekanik HAp berpori dan komposit HAp-Biopolimer. Tabel 6 merupakan Hasil uji *compressive strength* HAp berpori. Variasi konsentrasi HAp dalam pembuatan HAp berpori dengan penambahan biopolimer berupa gelatin dapat mempengaruhi kekuatan mekanik. Tabel 6 menunjukkan bahwa variasi peningkatan konsentrasi HAp berbanding lurus dengan nilai *compressive strength*. Semakin tinggi konsentrasi HAp maka semakin besar nilai rata-rata *compressive strength* HAp berpori yang dihasilkan. Porositas yang tinggi menyebabkan sulit tercapainya nilai rata-rata *compressive strength* yang tinggi.¹⁹

Berdasarkan Tabel 4 terlihat bahwa semakin tinggi konsentrasi HAp, porositas yang dihasilkan semakin rendah dan kekuatan mekaniknya semakin tinggi. Namun pada Tabel 6 terlihat sampel B1-B3 dengan konsentrasi HAp 15% pada sampel B1 memiliki nilai *compressive strength* yang tidak terbaca pada alat saat pengujian. Hal tersebut disebabkan karena porositas awal masing-masing spons tidak diketahui, dari banyaknya pori-pori yang dimiliki pada spons mungkin terdapat beberapa pori-pori spons yang banyak memiliki sekat antara pori-pori yang lain, sehingga *slurry ceramic* yang masuk tidak saling bertemu untuk membentuk

matriks yang kuat. Ketika proses pemanasan sekat-sekat yang terdapat pada spons mulai terbakar lalu hilang dan terjadi replikasi, namun HAp berpori sebagai matriks yang dihasilkan tidak terlalu kuat. Sehingga terdapat nilai *compressive strength* yang tidak terbaca pada alat saat pengujian. Nilai *compressive strength* yang tidak terbaca pada saat pengujian menyebabkan rata-rata nilai *compressive strength* yang dihasilkan berkurang.

Tabel 6 Hasil uji *compressive strength* HAp berpori

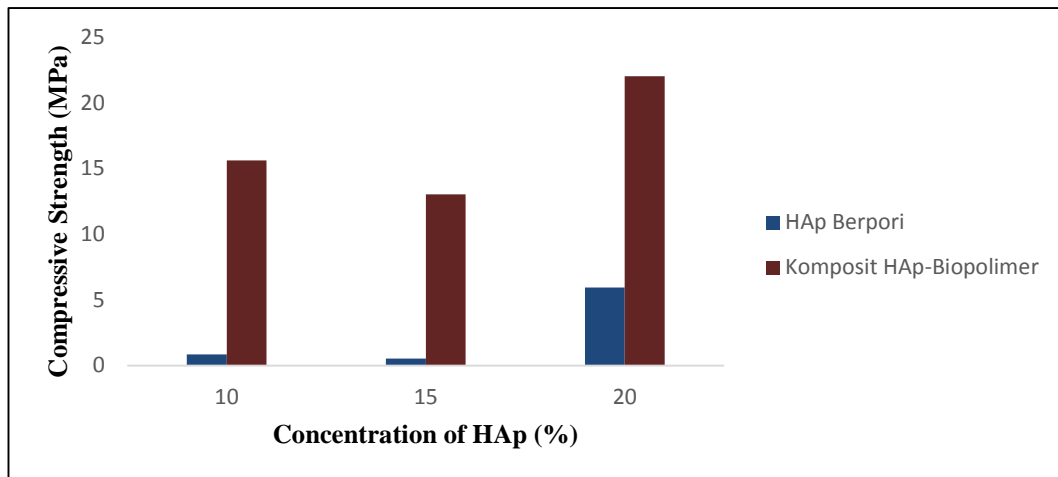
Sampel	Compressive Strength (MPa)	Maximum Force (N)	Rata-Rata Compressive Strength (MPa)
A1	1.06	37.2	0.86
A2	0.80	28.9	
A3	0.72	24.1	
B1	-	-	0.52
B2	0.13	5.3	
B3	0.91	30.1	
C1	4.92	205.8	5.94
C2	5.78	238.1	
C3	7.10	287.6	

Tabel 7 Hasil uji *compressive strength* komposit HAp-Biopolimer

Sampel	Compressive Strength (MPa)	Maximum Force (N)	Rata-Rata Compressive Strength (MPa)
A4	15.01	522.8	15.62
A5	15.15	526.3	
A6	16.17	534.3	
B4	17.70	485.5	13.03
B5	12.53	451.0	
B6	8.87	322.0	
C4	23.44	912.5	22.03
C5	18.07	760.3	
C6	24.59	1018	

Tabel 7 merupakan Hasil uji *compressive strength* komposit HAp-Biopolimer. Penambahan biopolimer dapat mengurangi sifat *brittle* (mudah rusak) pada HAp berpori sehingga menghasilkan komposit yang tahan terhadap tekanan dan biodegradabel. Hal tersebut dapat diidentifikasi dengan meningkatnya nilai *compressive strength* yang dihasilkan setelah dicampurkan dengan biopolimer

gelatin. Secara umum sampel komposit HAp-Biopolimer mengalami peningkatan nilai rata-rata *compressive strength*. Hal tersebut terjadi karena biopolimer yang telah menempel dan mengisi pori-pori HAp berpori sehingga matriks yang dihasilkan menjadi lebih kuat.



Gambar 7 Grafik perbandingan hasil uji *compressive strength* HAp berpori dengan komposit HAp-Biopolimer

Gambar 7 merupakan grafik perbandingan hasil uji *compressive strength* HAp berpori dengan komposit HAp-Biopolimer. Pada Gambar 7 menunjukkan penambahan biopolimer memiliki pengaruh terhadap kekuatan mekanik yang dihasilkan. Penambahan biopolimer berupa gelatin sudah menghasilkan komposit yang cukup baik.

SIMPULAN DAN SARAN

Simpulan

Pembuatan HAp berpori dengan metode impregnasi spons dan pembuatan komposit HAp-Biopolimer dengan metode *slow suction* telah berhasil dibuat. Pembuatan HAp berpori dengan metode impregnasi spons mampu menghasilkan HAp meskipun kemurnian sampelnya tidak 100%, ukuran kristal sebesar 24.25 nm, dan ketepatan parameter kisi sebesar 99%. Berdasarkan hasil FTIR diperoleh informasi pendukung XRD bahwa sampel HAp berpori memiliki gugus kompleksnya berupa PO_4^{3-} , OH^- , CO_3^{2-} . Pencirian SEM terhadap sampel HAp berpori memperlihatkan telah terbentuknya pori-pori berukuran 10.41 - 407.40 μm dengan morfologi yang terbentuk merupakan replikasi dari spons polimer, memiliki permukaan yang kasar, dan distribusi pori yang kurang seragam. Variasi konsentrasi HAp 10%, 15%, dan 20% dengan porogen (PVA, H_2O_2) dan *ceramic dispersant* yang konstan memiliki pengaruh yang signifikan terhadap ukuran pori yang dihasilkan. Variasi konsentrasi HAp 10% menghasilkan ukuran pori dan nilai rata-rata porositas yang paling besar dibandingkan dengan konsentrasi HAp 15% dan 20%. Hasil uji *compressive strength* menunjukkan HAp berpori dan komposit HAp-Biopolimer dengan konsentrasi HAp 20% memiliki sifat mekanik yang paling kuat. Penambahan biopolimer gelatin sebagai *filler* dapat menghilangkan sifat getas sehingga kekuatan mekanik komposit HAp-Biopolimer memiliki nilai rata-rata *compressive strength* lebih besar dibandingkan HAp berpori.

Saran

Untuk penelitian lebih lanjut dapat divariasikan konsentrasi porogen dan spons polimer yang digunakan untuk mendapatkan HAp berpori yang memiliki morfologi mirip dengan tulang. Penambahan biopolimer gelatin juga dapat divariasikan konsentrasinya sehingga menghasilkan komposit HAp-Biopolimer yang memiliki kekuatan mekanik yang lebih baik.

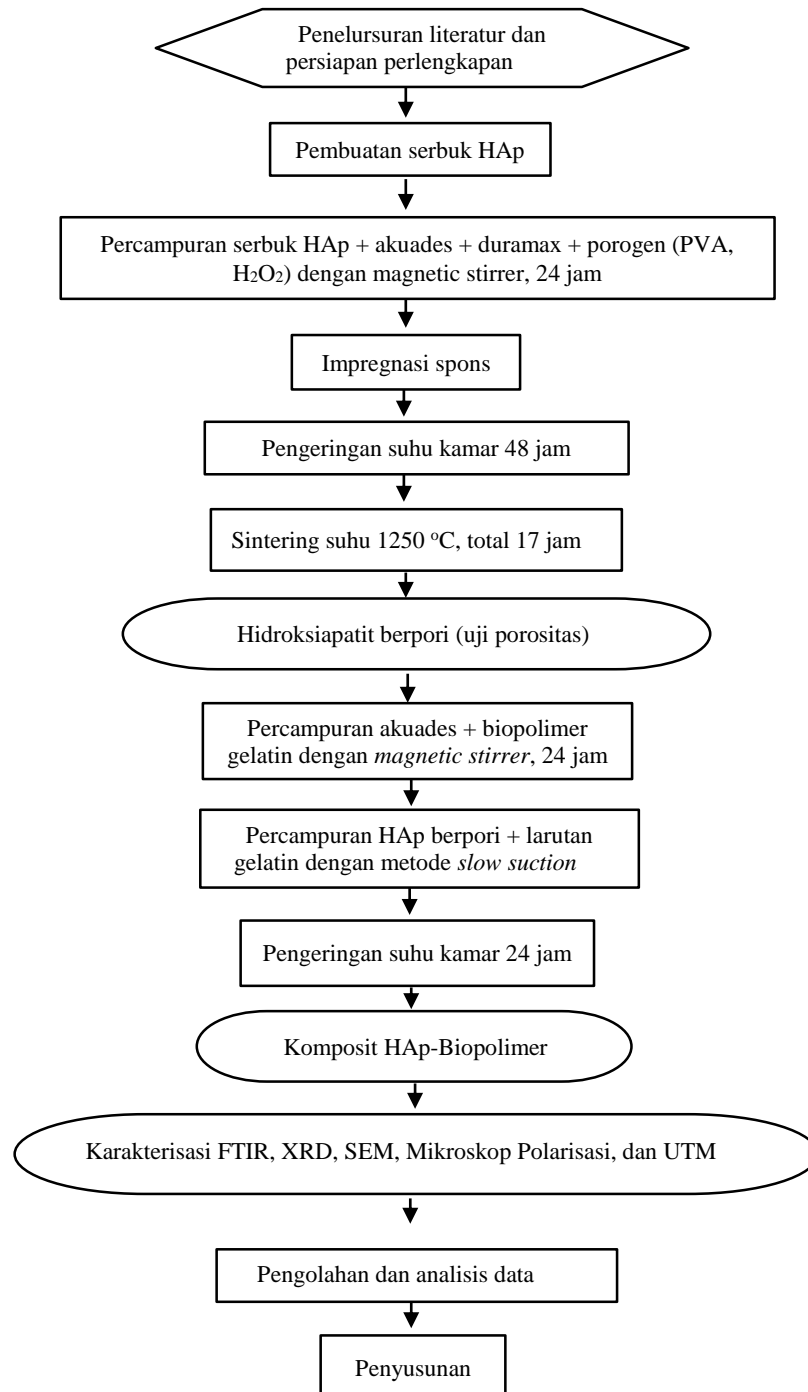
DAFTAR PUSTAKA

1. Dianawati T. Sintesis Komposit Hidroksiapatit dengan Variasi 10-50 % Kitosan. [Skripsi]. Bogor (ID): Institut Pertanian Bogor. 2012.
2. Bhat SV. *Biomaterials*. Alpha Science International Ltd: Pangbone, England. 2002.
3. Waluyo PP. Pembuatan Komposit Polimer-Kalsium Fosfat Karbonat : Karakterisasi *X-Ray Diffraction (XRD)* dan *Scanning Electron Microscopy (SEM)*. [Skripsi]. Bogor (ID): Institut Pertanian Bogor. 2007.
4. Descamps M, Hornez JC, Leriche A. Manufacture of Hydroxyapatite Beads for Medical Application. *Journal of the European Ceramic Society*. 2009; 29: 369-375.
5. Fathi MH, Hanafi A, Mortazavi V. Preparation and Bioactivity Evaluation of Bone-Like Hydroxyapatite Nanopowder. *Journal of Materials Processing Technology*. 2008; 202: 536-542.
6. Gergely G. *Nano-hydroxyapatite preparation from biogenic raw materials*. Biomaterials, Artificial Organs and Tissue Engineering.
7. Sopyan I, Mel M, Ramesh S, Khalid KA. Porous hydroxyapatite for artificial bone applications. *Journal science and technology of advanced materials*. 2007; 8: 116-123.
8. Pane MS. Penggunaan Hidroksiapatit sebagai Bahan Dental Implan. [Skripsi]. Medan (ID): Universitas Sumatera Utara. 2004.
9. Purwamargapratala Y. Sintesis dan Karakterisasi Hidroksiapatit dengan Pori Terkendali. [Tesis]. Bogor (ID): Institut Pertanian Bogor. 2011.
10. Gizowska M. *Ceramic materials-forming methods and properties of final element*.
11. Tampieri A, Celotti G, Landi E, M Montevecchi. Porous phosphate-gelatine composite as bone graft with drug delivery function. *Journal of material science*. 2003; 14: 623-627.
12. Peon E, Fuentes G, Delgado JA, Morejon L, Almirall A, Garcia R. Preparation and characterization of porous blocks of synthetic hydroxyapatite. *Latin American Applied Research*. 2004; 34: 225-228.
13. Dewi SU. *Pembuatan Komposit Kalsium Fosfat-Kitosan dengan Metode Sonikasi*. [Tesis]. Bogor (ID): Institut Pertanian Bogor. 2009.
14. Aoki, H. 1991. *Science and Medical Application of Hydroxyapatite*. Tokyo (JP): JAAS. No.30.
15. Dahlan K, Prasetyanti F, Sari YW. Sintesis hidroksiapatit dari cangkang telur menggunakan dry method. *J Biofisika*. 2009; 5(2): 71-78.
16. Bintarti TW. Sintesis dan Karakterisasi Bone Graft Berbasis HA dan Alginat. [Disertasi]. Universitas Indonesia. 2012.
17. Sitoresmi IP. Sintesis Hidroksiapatit Berpori dari Cangkang Telur Ayam dan Porogen dari Kitosan. [Skripsi]. Bogor (ID): Institut Pertanian Bogor. 2013.
18. Putri PA. Pengukuran panas jenis, massa jenis, dan konduktivitas panas untuk penentuan difusivitas panas dan porositas sambiloto. [Skripsi]. Bogor (ID): Institut Pertanian Bogor. 2008.

19. Kailasanathan C, Selvakumar N. Comparative study of hydroxyapatite/gelatin composites reinforced with bio-inert ceramic particles. *Journal of Ceramic International*. 2012; 38: 3569-3582.

LAMPIRAN

Lampiran 1 Diagram alir penelitian



Lampiran 2 Alat dan bahan



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)



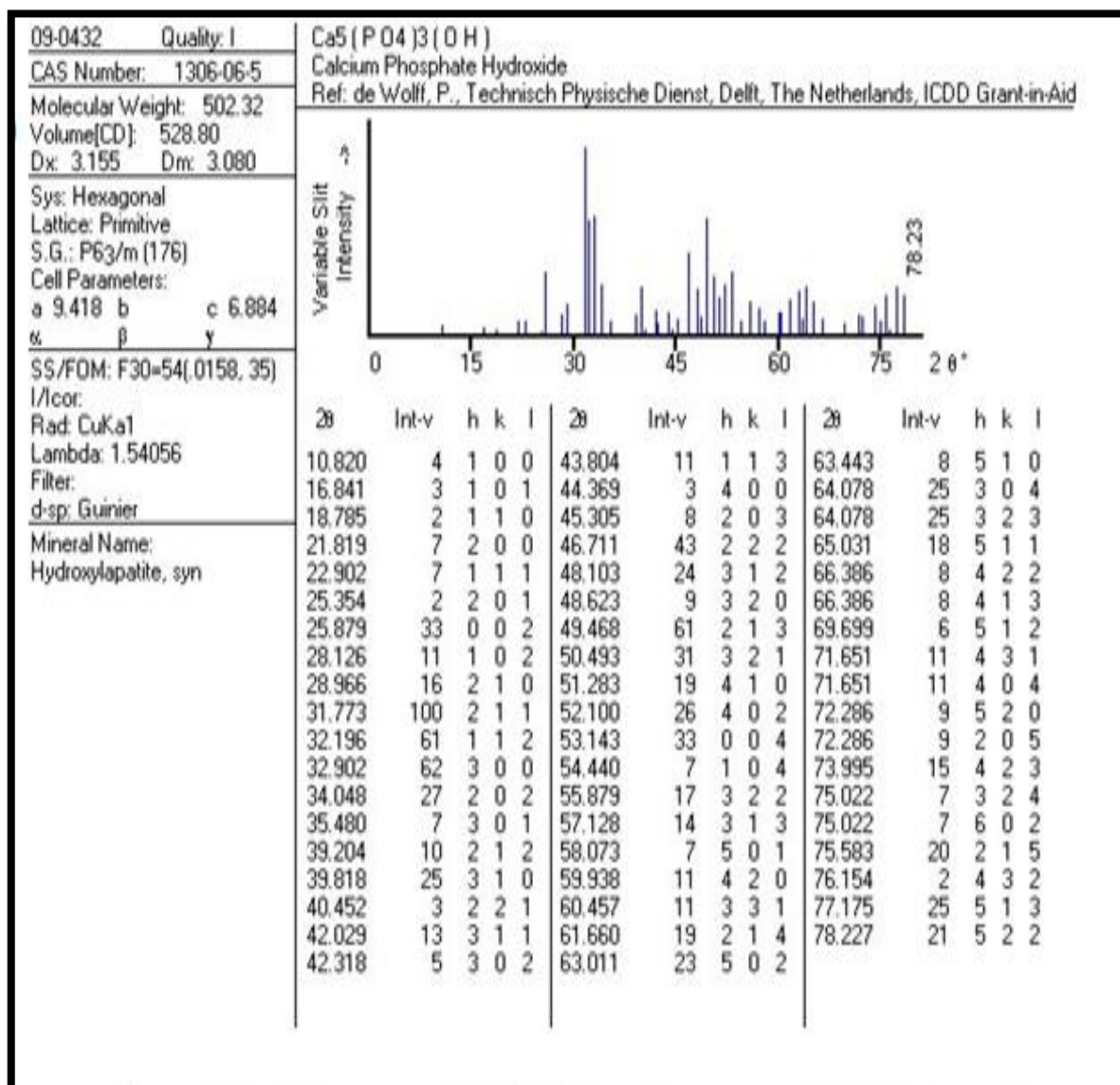
(f)



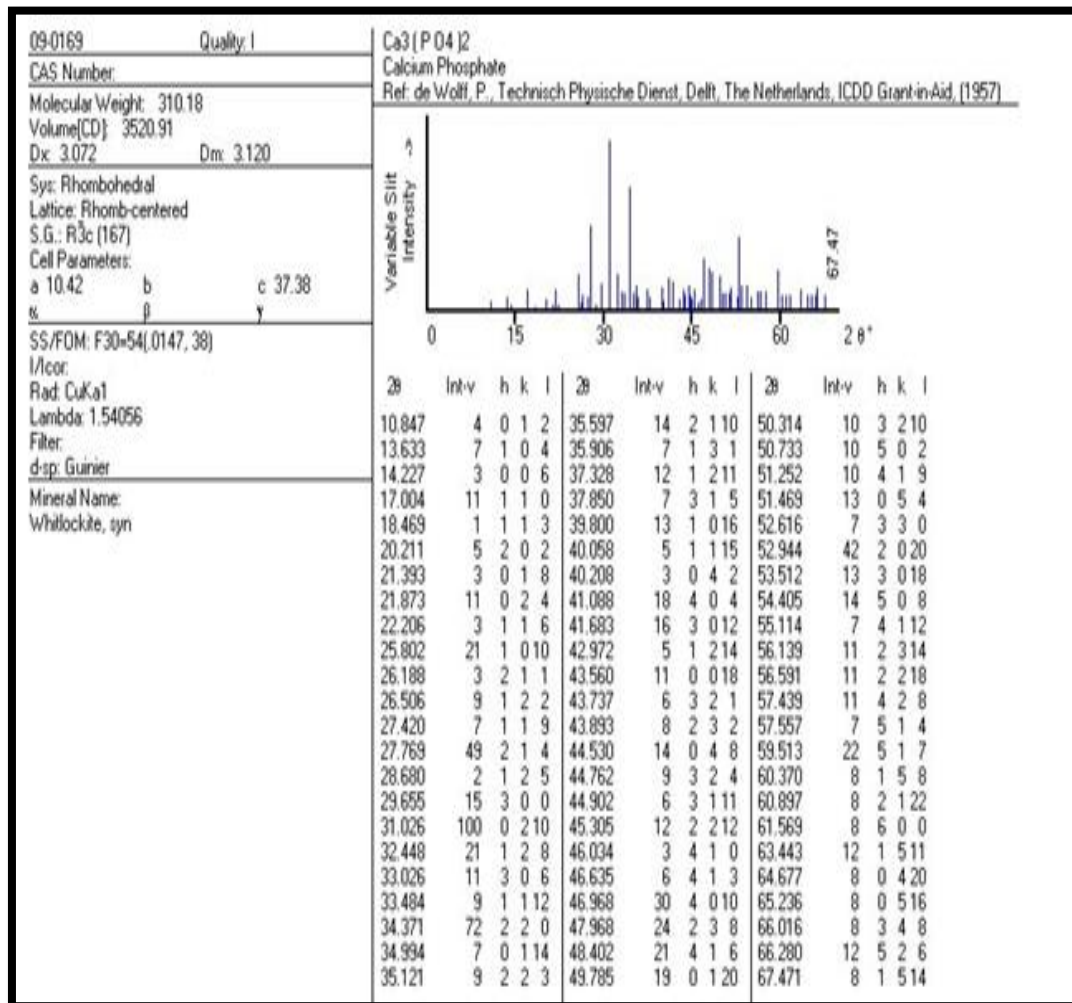
(g)

- (a) Serbuk HAp, pva, duramax D-3005, H₂O₂, dan akuades
(b) *Magnetic stirrer*
(c) Spons 3M, alat cetak spons, dan jangka sorong
(d) Gelatin, akuades, dan suntikan
(e) Pembuatan HAp berpori dengan metode impregnasi spons
(f) Pembuatan komposit HAp-Biopolimer dengan metode *slow suction*
(g) *Furnace*

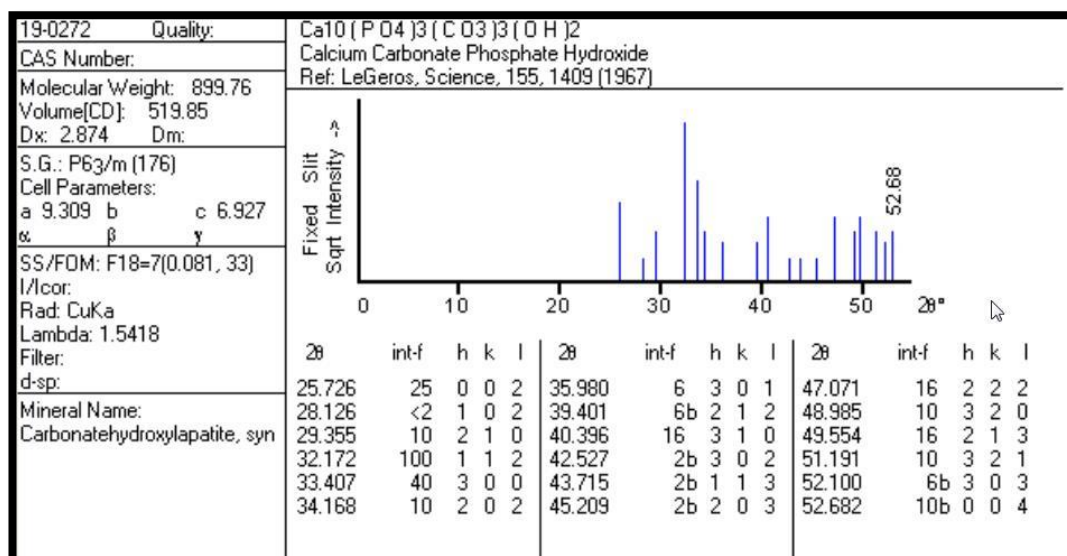
Lampiran 3 Database JCPDS (a) HAp (b) TCP (c) AKB (d) AKA



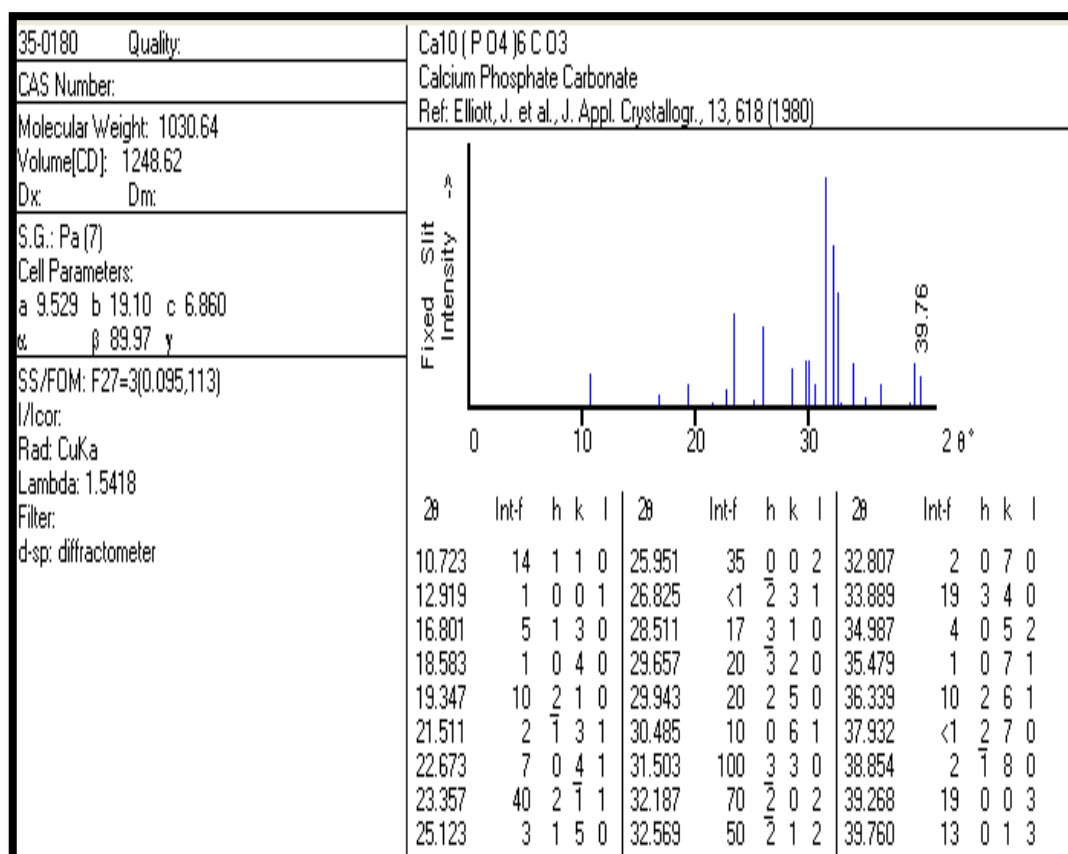
(a)



(b)



(c)



(d)

Lampiran 4 Perhitungan pembuatan *slurry ceramic* dan pembuatan komposit HAp-Biopolimer

Sampel	Matriks				Filler
	HAp (% v/v)	PVA (% b/b)	H ₂ O ₂ (% b/b)	Duramax (% b/b)	Gelatin (% b/b)
A	10				
B	15	2	10	5	15
C	20				

Contoh Perhitungan Sampel A

$$V_{\text{total Slurry Ceramic}} = 15 \text{ ml}$$

HAp dalam *slurry ceramic* 10%

$$V_{\text{HAp}} = \frac{10}{100} \times 15 \text{ ml} = 1.5 \text{ ml}$$

$$\text{gr HAp} = 1.5 \times 3.16 = 4.74 \text{ gr}$$

H₂O₂ dalam HAp 10%

$$\text{gr H}_2\text{O}_2 = \frac{10}{100} \times 4.74 = 0.474 \text{ gr}$$

$$V_{\text{air}} = 15 - 1.5 = 13.5 \text{ ml}$$

PVA dalam HAp 2%

$$\text{gr PVA} = \frac{2}{100} \times 4.74 \text{ gr} = 0.0948 \text{ gr}$$

Duramax dalam HAp 5%

$$\text{gr Duramax} = \frac{5}{100} \times 4.74 = 0.237 \text{ gr}$$

Contoh perhitungan pembuatan larutan gelatin sebagai *filler*

$$\text{Bobot total} = 50 \text{ gr}$$

Gelatin = 15%

$$\text{Bobot Gelatin} = \frac{15}{100} \times 50 \text{ gr} = 7.5 \text{ gr}$$

$$\text{Bobot Akuades} = 50 - 7.5 = 42.5 \text{ gr}$$

Lampiran 5 Data densitas dan porositas HAp berpori

a. Densitas dan porositas HAp berpori variasi konsentrasi HAp 10%

Sampel	$m_{spons}(gr)$	$d_{awal}(cm)$	$t_{awal}(cm)$	m_{si}^a (gr)	$m_{sp}^b(gr)$	$d_{sp}(cm)$	$t_{sp}(cm)$	$\rho_s^c(gr/cm^3)$	$P^d(\%)$
A1	0.0174	0.792	1.05	0.2814	0.2475	0.772	0.93	0.569	81.99
A2	0.0183	0.825	1.05	0.3034	0.2718	0.727	0.938	0.698	77.89
A3	0.017	0.785	1.05	0.3301	0.2977	0.774	0.909	0.696	77.96
A4	0.0181	0.795	1.05	0.2753	0.2426	0.733	0.934	0.616	80.51
A5	0.0177	0.747	1.05	0.2684	0.2368	0.714	0.951	0.622	80.31
A6	0.0183	0.805	1.05	0.2962	0.2643	0.714	0.931	0.709	77.55
A7	0.0188	0.832	1.05	0.2638	0.2309	0.731	0.961	0.569	81.74
A8	0.0194	0.834	1.05	0.3125	0.279	0.71	0.958	0.736	76.71
A9	0.0181	0.817	1.05	0.3223	0.2888	0.786	0.919	0.648	79.49

a (msi) adalah massa setelah impregnasi; b (msp) adalah massa setelah pembakaran; (dsp) adalah diameter setelah pembakaran; (tsp) adalah tinggi setelah pembakaran; c (ρ_s) adalah densitas setelah pembakaran; d (P) adalah nilai porositas dalam %.

Lampiran 6 Perhitungan parameter kisi untuk sampel HAp

Perhitungan parameter kisi dihitung dengan menggunakan metode Cohen dengan persamaan sebagai berikut :

$$\sum \alpha \sin^2 \theta = C \sum \alpha^2 + B \sum \alpha\gamma + A \sum \alpha\delta$$

$$\sum \gamma \sin^2 \theta = C \sum \alpha\gamma + B \sum \gamma^2 + A \sum \gamma\delta$$

$$\sum \beta \sin^2 \theta = C \sum \alpha\delta + B \sum \gamma\delta + A \sum \delta^2$$

Dimana $C = \frac{\lambda^2}{3a^2}$

$$\alpha = (h^2 + hk + k^2)$$

$$B = \frac{\lambda^2}{4c^2}$$

$$\gamma = l^2$$

$$A = \frac{D}{10}$$

$$\delta = 10 \sin^2 2\theta$$

RIWAYAT HIDUP



Penulis dilahirkan di Kota Bekasi pada tanggal 07 Desember 1991 dari pasangan Bapak Dasiman dan Ibu Sopiah. Penulis merupakan puteri pertama dari tiga bersaudara. Pada tahun 1997, penulis menyelesaikan pendidikan di Raudlatul Athfal AL-ITTIHAAD. Tahun 2003 penulis menyelesaikan sekolah dasar di SDN Sumberjaya 06 Tambun Selatan dan melanjutkan pendidikan ke SMPN 1 Tambun Selatan selama tiga tahun dan melanjutkan pendidikan ke jenjang sekolah menengah atas di SMAN 2 Tambun Selatan sampai tahun 2009. Pada tahun 2009 pula penulis melanjutkan pendidikan sarjana strata satu di Departemen Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam (FMIPA) Institut Pertanian Bogor (IPB) melalui jalur Undangan Seleksi Mahasiswa IPB (USMI).

Selama mengikuti perkuliahan, penulis pernah menjadi asisten praktikum Biofisika Umum (2011-2012), dan pernah menjadi salah satu pengajar Rumah Sahabat (RUSA) Karya Salemba Empat Institut Pertanian Bogor (2012-2013). Penulis juga pernah aktif dalam organisasi kemahasiswaan sebagai Dewan Gedung Asrama Tingkat Persiapan Bersama Institut Pertanian Bogor (2009-2010) dan juga pernah aktif dalam organisasi kemahasiswaan sebagai Sekertaris Umum Himpunan Mahasiswa Fisika selama periode 2010-2011. Penulis juga aktif dalam seminar-seminar baik di dalam kampus maupun di luar kampus. Pada tahun 2012-2013 penulis berhasil mendapatkan Program Beasiswa “XL Future Leaders” dari Karya Salemba Empat Institut Pertanian Bogor dan PT. XL Axiata Tbk.