

## **SINTESIS DAN KARAKTERISASI *BONE GRAFT* BERBASIS HIDROKSIAPATIT DAN ALGINAT**

Tri W. Bintarti, Djoni Izak R., dan Jan Ady

Program Studi Teknobiomedik, Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi,  
Universitas Airlangga, Surabaya

Email : Bintarti\_tri@yahoo.com

### **Abstract**

*This study aimed to determine the effect of variations in the composition of hydroxyapatite-alginate to characterize compressive strength test, degradation test and cytotoxicity assay. HA-Alg2%, HA-Alg4% and HA-Alg6% was the composition variation in this study. Hydroxyapatite was derived from the Bank Jaringan RSUD dr. Soetomo with particle size less than 75  $\mu\text{m}$ , while the alginate was obtained from the extraction of sargassum sp. The method to create the sample is simple mixing method. Sample was dried with a temperature of 50 ° C after that the sample was printed and dried with freeze drying method. The results of characterization showed that variations in the composition of hydroxyapatite-alginate effected the value of compressive strength and the rate of corrosion (degradation). But no effect on the percentage of live cells. The greater the percent by weight of alginate, the value of the compressive strength increased and the rate of corrosion (degradation) decreased. The results of cytotoxicity assay showed that all three variations of composition is not toxic. In this study variations in the composition of hidroksiapatite-alginate composite with the addition of 6 wt% alginate has the best characters that approach the application as a bone graft, because it has the highest value of compressive strength, corrosion rate (degradation) at low and non-toxic.*

**Keywords : Bone Graft, Hydroxyapatite, Alginate**

## Abstrak

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh variasi komposisi hidroksiapatit-alginat terhadap karakterisasi uji *compressive strength*, uji degradasi dan uji sitotoksitas. HA-Alg2%, HA-Alg4% dan HA-Alg6% adalah variasi komposisi pada penelitian ini. Hidroksiapatit yang digunakan berasal dari Bank Jaringan RSUD Dr. Soetomo Surabaya dengan ukuran partikel kurang dari 75  $\mu\text{m}$ , sedangkan alginat diperoleh dari hasil ekstraksi *sargassum sp.* Metode yang digunakan untuk membuat sampel adalah metode *simple mixing*. Sampel dikeringkan dengan suhu 50 oC yang kemudian dicetak dan dilakukan freeze drying. Hasil karakterisasi yang dilakukan menunjukkan bahwa variasi komposisi hidroksiapatit-alginat berpengaruh terhadap nilai *compressive strength* dan laju korosi (degradasi). Namun tidak berpengaruh terhadap persentase sel hidup. Semakin besar penambahan persen berat alginat, maka nilai *compressive strength* meningkat dan laju korosi (degradasi) menurun. Hasil uji sitotoksitas menunjukkan bahwa ketiga variasi komposisi tidak toksik. Pada penelitian ini variasi komposisi komposit hidroksiapati-alginat dengan penambahan persen berat alginat 6% memiliki karakter terbaik yang mendekati aplikasi sebagai *bone graft*, karena memiliki nilai *compressive strength* paling tinggi, laju korosi (degradasi) paling rendah dan tidak toksik.

**Kata Kunci:** *Bone Graft*, Hidroksiapatit, Alginat

## 1. PENDAHULUAN

Penggunaan biomaterial di bidang kesehatan khususnya *orthopaedic* terus meningkat seiring dengan bertambahnya berbagai cedera dan penyakit tulang. *Bone graft* atau bahan pengganti tulang sering dibutuhkan untuk merekonstruksi morfologi anatomi dan memulihkan stabilitas tulang yang rusak (Asmawati, 2011). Selama ini *bone graft* diimport dengan harga yang cukup mahal. Upaya untuk mengurangi *bone graft* produk import adalah dengan membuat *bone graft* tersebut dari bahan lokal. Bank Jaringan RSUD dr. Soetomo Surabaya telah membuat *bone graft* hidroksiapatit dari tulang sapi.

Hidroksiapatit dari tulang sapi di bank jaringan berbentuk serbuk dan berpori. Pada beberapa kasus, kebutuhan *bone graft* dalam bentuk blok padat atau *pellet* masih sering digunakan. Hal ini karena dengan bentuk blok padat, penambahan antibiotik dapat dilakukan. Keunggulan lain yang didapat dengan bentuk ini adalah memiliki kekuatan yang cukup bagus sehingga sangat sesuai untuk defek tulang yang besar. Namun, jika *bone graft* ini hanya terbentuk dari hidroksiapatit saja maka akan sangat rapuh, *brittle* dan mudah hancur. Sehingga dibutuhkan material lain yang cukup elastik, non toksik dan biodegradabel. Bahan yang dimaksud tersebut biasanya merupakan bahan polimer, salah satunya adalah alginat.

Alginat merupakan suatu polisakarida bahan alam yang diperoleh dari alga coklat. Beberapa jenis alga coklat ditemukan tumbuh melimpah di perairan Indonesia, salah satunya adalah *sargassum sp* (Rasyid, 2009). Selama ini di pulau Madura, potensi *sargassum sp* yang tumbuh melimpah belum dimanfaatkan secara maksimal.

Karakteristik *bone graft* ideal adalah biokompatibel, bioresorbabel, *osteoconductive*, *osteoinductive*, struktur mirip dengan tulang dan mudah digunakan (Greenwald, *et al.*, 2003). Hal lain yang perlu diperhatikan adalah sifat mekanik yaitu kekuatan tekan. Secara umum hidroksiapatit memiliki *compressive strength* yang cukup bagus untuk tulang (Moore, *et al.*, 2001).

Menurut beberapa hal tersebut, maka dalam penelitian ini hidroksiapatit dan alginat dapat dibuat menjadi *bone graft*. Adapun penelitian sebelumnya yang telah dilakukan oleh Matsuno Tomonori pada tahun 2008 yang menunjukkan bahwa komposit  $\beta$ -TCP (*beta tricalcium phosphate*) dan alginat secara *in vivo* merupakan material yang *biodegradable* serta tidak toksik. Selain itu, pada penelitian Matsuno tersebut juga dilakukan variasi komposisi (1wt% dan 2wt% natrium alginat) untuk menguji nilai *compressive strength* komposit  $\beta$ -TCP (*beta tricalcium phosphate*) dan alginat yang

paling baik. Menurut penelitiannya nilai *compressive strength* dari kedua variasi komposisi tersebut menunjukkan peningkatan yaitu 6,11 KPa pada komposisi 1wt% dan 69,0 KPa pada komposisi 2wt%. Nilai *compressive strength* tersebut sesungguhnya masih kurang ideal untuk tulang karena nilai *compressive strength* untuk tulang kaneles sendiri sebesar 5,5 MPa atau sebesar 5500 KPa.

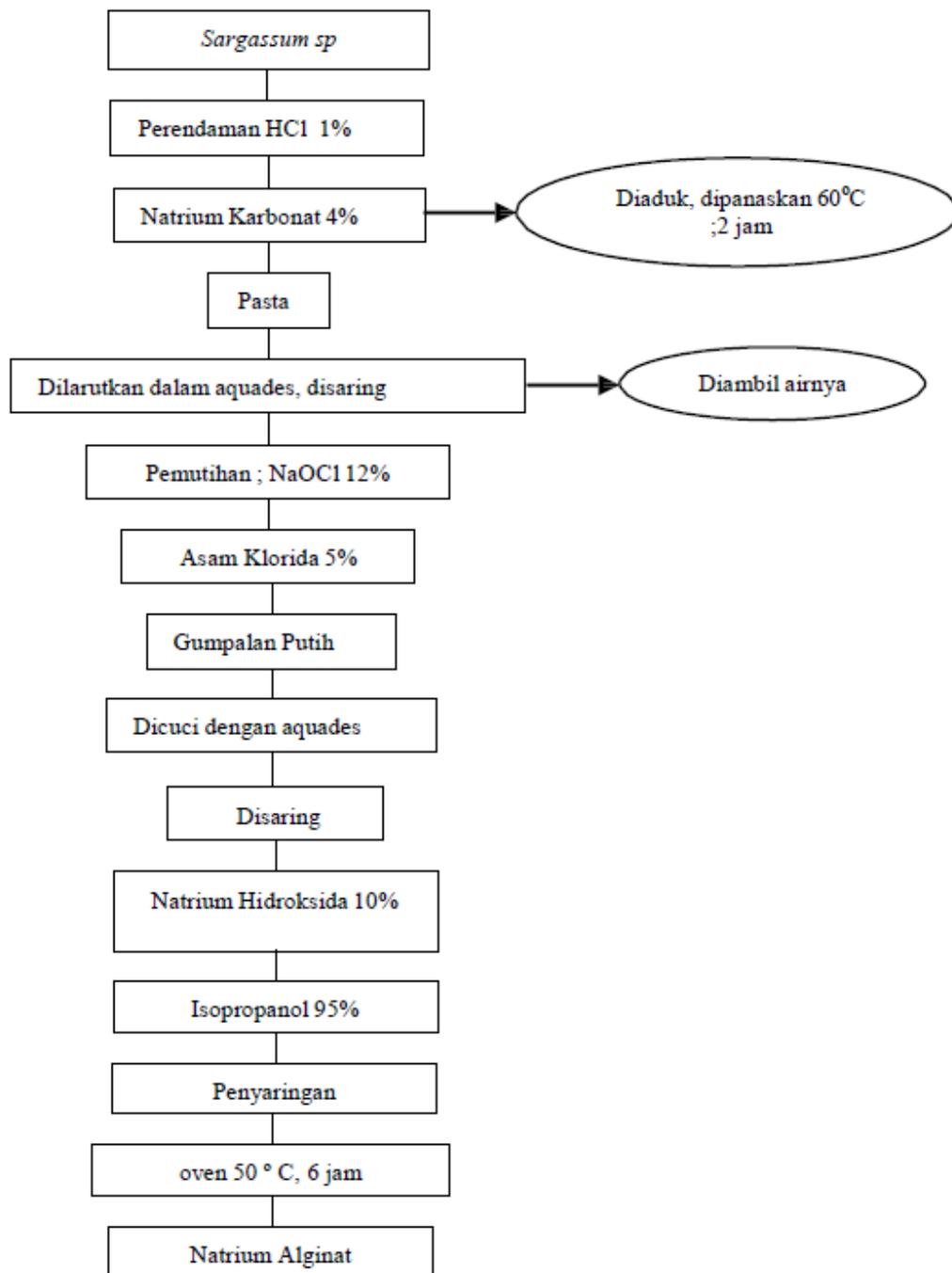
Penelitian ini juga belum menunjukkan adanya nilai kuantitatif besarnya degradasi material untuk memperkirakan material yang terdegradasi.

Berdasarkan kekurangan tersebut, penelitian ini mencoba sintesis *bone graft* dengan menggunakan hidroksiapatit dan alginat dengan berbagai variasi komposisi. Karakterisasi yang dilakukan antara lain uji *compressive strength*, uji degradasi untuk mengetahui nilai kuantitatif kecepatan degradasi dan uji sitotoksitas untuk mengetahui besar toksik material yang disintesis.

## **2. METODE PENELITIAN**

### **2.1. Persiapan Material**

Hidroksiapatit didapat dengan membeli bubuk hidroksiapatit yang udah diayak dengan ukuran partikel  $< 75 \mu\text{m}$  hasil sintesis dari tulang sapi di Instalasi Pusat Biomaterial Bank Jaringan RSUD Dr. Soetomo Surabaya. Sedangkan untuk alginat akan diekstraksi dari *sargassum sp.* dalam bentuk natrium alginat. Proses ekstraksi alginat disajikan pada Gambar 1.



Gambar 1. Skema Proses Ekstraksi Natrium Alginat dari *Sargassum sp.*

## 2.2. Pembuatan Sampel

Sampel dibuat dengan berbagai variasi komposisi antara hidroksiapatit dan natrium alginat yaitu 2%, 4% dan 6%. Pertama-tama PBS 0,65 M disiapkan dengan

perbandingan PBS : Sampel adalah 1:1. Terlebih dahulu natrium alginat dilarutkan dalam PBS 0,65 M, *stirrer* hingga larut. Bubuk hidroksiapatit ditambahkan dan *distirrer* kurang lebih 2 jam. CaCl 1,08 M disiapkan kemudian sedikit demi sedikit dicampurkan ke dalam larutan. Sampel dipanaskan selama 2 jam dengan suhu 50 °C kemudian dicetak dalam cetakan *stainless steel* berbentuk silinder dengan diameter 1 cm dan tinggi 3 cm. Sampel *freeze* selama 72 jam pada suhu -30 °C dan dikeringkan dengan *lyophilisizer* selama 48 jam.

### 2.3. Uji *Compressive Strength*

Sampel yang sudah dicetak berbentuk *pellet* silinder diukur diameter (d) dan tebalnya (t) menggunakan jangka sorong. Sampel ditempatkan pada bagian penekan mesin uji tekan, kemudian mesin dinyalakan sehingga bagian penekan pada mesin menekan permukaan sampel sampai hancur. Besarnya beban (P) yang digunakan untuk menekan sampel hingga hancur dapat dilihat pada alat. Dari data yang telah diperoleh kemudian dimasukkan dalam persamaan berikut sehingga dapat diperoleh besarnya kuat tekan.

### 2.4. Uji *Degradasi*

Pengujian ini dilakukan menurut standard ASTM G 31. Sistem peralatan dirancang secara sederhana tetapi tetap mendekati kondisi sebenarnya. Uji degradasi ini menggunakan spesimen sampel yang sudah diukur diameter (d) dan tingginya (t) yang diberi penyangga dengan kawat *stainless steel*. Sebelum diuji sampel ditimbang massa. Sampel direndam dalam SBF (*Simulated Body Fluid*) pada suhu 37°C selama 2 jam.

Setelah itu sampel dikeringkan dan ditimbang massanya. *Simulated Body Fluid* (SBF) kandungannya terdiri dari 6,8 g/L NaCl; 0,2 g/L CaCl; 0,4 g/L KCl; 0,1 g/L MgSO<sub>4</sub>; 2,2 g/L NaHCO<sub>3</sub>; 0,126 g/L Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub>; 0,026 g/L NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>. Disesuaikan dengan pH HCl dan NaOH yaitu 7,44. (Zhang, *et al*, 2009). Laju korosi dapat dihitung menggunakan persamaan :

$$\text{Laju Korosi (mpy)} = 534 \cdot W / D \cdot A \cdot T$$

dengan W = berat yang hilang (mg), D = densitas (g/cm<sup>3</sup>), A = luas ter-*exposed* (inchi<sup>2</sup>), T = waktu *exposure* (jam)

## 2.5. Uji Sitotoksitas

Kultur sel fibroblas dilakukan dengan mengambil kultur sel fibroblas yang sudah dikembangkan 2 minggu sebelumnya. Sel yang sudah dikultur dimasukkan ke dalam tabung sentrifugasi dan diberi larutan PBS kemudian disentrifugasi. Hal ini dilakukan berulang-ulang hingga membentuk *pellet* di dasar tabung. *Pellet* selanjutnya dilarutkan dalam medium kultur lengkap dan larutan dipindahkan ke dalam cawan petri.

Kemudian diinkubator pada suhu 37<sup>0</sup>C dan 5% CO<sub>2</sub> selama 48 jam. Sel kemudian ditambahkan *trypan blue* dan segera dilakukan penghitungan sel. Sel yang sudah dihitung dimasukkan kedalam tiap *well* dan diinkubasi selama 24 jam. Persentase sel hidup dihitung dengan menggunakan persamaan :

$$\% \text{ Sel Hidup} = \frac{\text{OD perlakuan} + \text{OD kontrol media}}{\text{OD kontrol sel} + \text{OD kontrol media}} \times 100\%$$

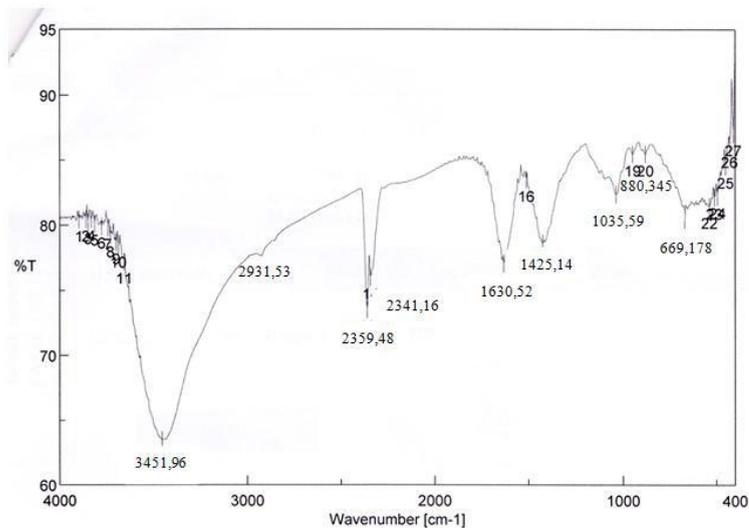
dengan % sel hidup = persentase jumlah sel setelah perlakuan, OD perlakuan = nilai densitas optik sampel setelah perlakuan, OD kontrol media = nilai densitas optik kontrol media, OD kontrol sel = nilai densitas optik kontrol sel.

## 2.6. Analisis statistik

Hasil data pengujian secara statistik dilakukan pengujian parametrik menggunakan uji *ANOVA one way*. Hal ini dilakukan guna mengetahui adanya pengaruh variasi komposisi terhadap karakterisasi.

## 3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Sampel *bone graft* komposit hidroksiapatit-alginat dibuat dengan metode *simple mixing* dimana alginat didapat dari natrium alginat yang diekstraksi dari *sargassum sp.* Variasi komposisi yang dilakukan dalam pencampuran yaitu 2%, 4% dan 6% berat dari natrium alginat. Sebelum dilakukan pencampuran, natrium alginat terlebih dahulu dikarakterisasi menggunakan FT-IR untuk mengetahui apakah ekstraksi dari *sargassum sp* menghasilkan natrium alginat. Gambar 2 merupakan hasil FT-IR ekstraksi alginat.



Gambar 2. Hasil Uji FT-IR Natrium Alginat dari *Sargassum sp.*

Natrium alginat ( $C_6H_7O_6Na$ ) memiliki bahan baku serat berupa residu asam  $\beta$ -D manuronat dan asam  $\alpha$ -D guluronat yang tersusun dalam blok homopolimer dan blok heteropolimer. Menurut struktur kimianya, senyawa tersebut merupakan polimer alam dengan gugus R-O-R yang mengandung gugus C-O, C-H, C=O, O-Na, O-H.

Hasil identifikasi gugus FT-IR natrium alginat dari *sargassum sp.* ditunjukkan pada Gambar 2, terlihat bahwa gugus karakteristik natrium alginat tampak pada beberapa bilangan gelombang. Gugus serapan yang terbentuk antara lain, gugus O-H pada bilangan gelombang  $3451,96\text{ cm}^{-1}$  dengan transmitansi sebesar 63,4336 %, gugus karbonil C=O pada bilangan gelombang  $1630,52\text{ cm}^{-1}$  dengan transmitansi sebesar 77,0096 %, gugus C-H “*stretching*” dan “*bending*” ditunjukkan pada bilangan gelombang  $2931,53\text{ cm}^{-1}$  dengan intensitas transmitansi sebesar 76,8734 % dan bilangan gelombang  $669,178\text{ cm}^{-1}$  dengan transmitansi sebesar 80,3929 % dan gugus karboksil C-O tampak ditunjukkan oleh bilangan gelombang  $1035,59\text{ cm}^{-1}$  dengan intensitas sebesar 82,3342 %. Sedangkan natrium dalam isomer alginat terdapat pada bilangan gelombang  $1425,14\text{ cm}^{-1}$  dengan transmitansi 78,5442 % (Yulianto, 2007).

Hasil FT-IR ekstraksi natrium alginat, terdapat serapan yang menunjukkan adanya kombinasi pita ikatan hidrogen lemah pada bilangan gelombang  $2341,16\text{ cm}^{-1}$

dengan transmitansi sebesar 75,9384 %. Ikatan hidrogen ini menyebabkan melebarnya puncak serapan ke arah kanan pada regangan O-H secara antar molekul. sehingga asam alginat yang dihasilkan berupa larutan yang sangat pekat berupa gel (Andriyani, 2005). Adapun serapan lain yang jelas terbaca pada FT-IR yaitu serapan pada bilangan gelombang 2359,48  $\text{cm}^{-1}$  dengan transmitansi 73,4732 % yang merupakan gugus  $\text{CO}_2$  (Rohaeti, 2009). Hal ini dapat terjadi karena pada saat proses pembuatan garam KBr tidak dilakukan dalam ruang vakum, sehingga gas  $\text{CO}_2$  yang berada di lingkungan sekitar alat ikut dalam KBr dan terbaca oleh serapan *infrared*. Namun secara keseluruhan FT-IR hasil sintesis alginat dari *sargassum sp* memiliki semua gugus fungsi karakteristik dari natrium alginat sehingga dapat dikatakan bahwa ekstraksi ini telah berhasil membuat natrium alginat.

Selanjutnya uji *compressive strength* dilakukan untuk mengetahui nilai *compressive strength* yang terbentuk dari komposit. Proses pendegradasian dilakukan dengan pencelupan dalam larutan SBF (*Simulated Body Fluid*) dimana nantinya akan ditentukan laju korosi dengan penentuan massa yang hilang. Untuk mengetahui *bone graft* ini toksik atau tidak, maka dilakukan uji sitotoksisitas dengan *MTT Assay*.

### 3.1. Uji *Compressive Strength*

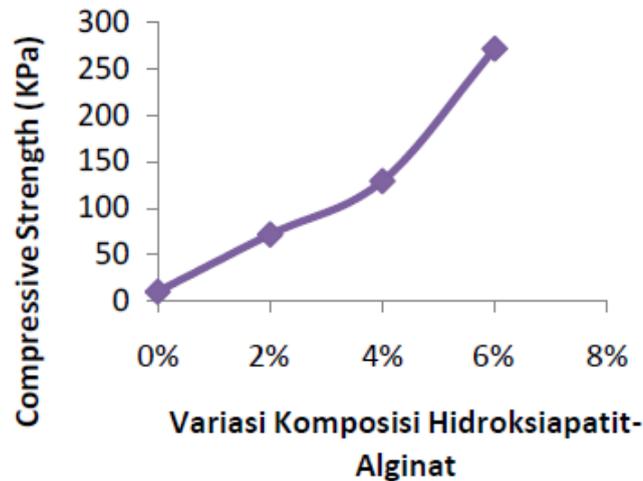
Pengujian *compressive strength* merupakan salah satu syarat agar material dapat dijadikan sebagai *bone graft*, jika terlalu rapuh maka kekuatan untuk menyangga beban tubuh akan sangat kurang. Hasil uji *compressive strength* dari ketiga variasi komposisi yang dilakukan pada komposit hidroksiapatit-alginat ditunjukkan pada Tabel 1 dan Gambar 3.

**Tabel 1. Hasil Uji *Compressive Strength* untuk Beberapa Variasi Komposisi Hidroksiapatit-Alginat.**

Parameter	Variasi Komposisi Hidroksiapatit-Alginat (wt%)			
	0%	2%	4%	6%
<i>Compressive Strength</i>	10,22	71,89	129,31	271,98

Dari Tabel 1 selanjutnya dapat dibuat grafik hubungan antara variasi komposisi hidroksiapatit-alginat dengan *compressive strength* sebagaimana disajikan

pada Gambar 3.



Gambar 3. Grafik Hubungan antara Variasi Komposisi Hidroksiapatit-Alginat dengan *Compressive Strength*.

Pada Tabel 1 dan Gambar 3 penambahan persen berat alginat menunjukkan adanya peningkatan *compressive strength*. Peningkatan ini dapat dijelaskan dengan pendekatan impregnasi polimer, yaitu proses penyusupan, penetrasi atau pendesakan polimer ke dalam partikel berpori. *Bone graft* yang hanya terdiri dari partikel hidroksiapatit memiliki banyak pori yang memungkinkan terjadinya proses impregnasi tersebut, terutama setelah ditamhkannya tekanan saat pencetakan. Akibatnya, pori-pori hidroksiapatit menjadi lebih kecil karena terisi oleh polimer.

Adanya tekanan saat pencetakan, dimungkinkan terjadinya kontak yang lebih erat antara permukaan adhesif dengan permukaan adheren di sekitarnya (Packham, 2005). Hal tersebut menyebabkan porositas menurun, densitas komposit meningkat dan susunan partikel menjadi lebih *solid* (Jones, 1999) sehingga interaksi permukaan total antarpartikel juga meningkat. Hal ini berdampak pada peningkatan kekuatan mekanik material komposit yang dihasilkan dalam hal ini kekuatan tekannya (Masturi dkk, 2010). Sehingga dapat dikatakan dengan semakin banyaknya alginat yang ditambahkan, pori yang kosong diantara partikel hidroksiapatit akan berkurang. Kemudian densitas komposit akan meningkat sehingga kekuatan tekan juga meningkat.

Hidroksiapatit merupakan biokeramik turunan kalsium fosfat yang stabil dan

memiliki kekuatan tekan yang bagus (Moore, *et al*, 2001), sehingga diharapkan dengan mengganti penelitian sebelumnya yang menggunakan  $\beta$ TCP menjadikan *bone graft* hidroksiapatit-alginat ini memiliki kekuatan tekan yang lebih baik.

Penelitian sebelumnya oleh Matsuno Tomonori bahwa  $\beta$ TCP-alginat dengan konsentrasi alginat 1%wt dan 2%wt mengalami peningkatan *compressive strength*. Dimana dengan 2%wt yang diberikan alginat terhadap  $\beta$ TCP menyebabkan *compressive strength* bernilai 69,0 KPa.

Pada penelitian ini diketahui bahwa dengan variasi komposisi 2%wt alginat yang diberikan, nilai kekuatan tekannya sebesar 71,89 KPa. Nilai kuat tekan ini lebih besar jika dibandingkan penelitian sebelumnya oleh Matsuno Tomonori yang dengan alginat 2%wt nilai kuat tekannya hanya 69,0 KPa. Ini menunjukkan bahwa hidroksiapatit memiliki kekuatan tekan lebih bagus dari  $\beta$ TCP dan dapat memperbaiki nilai *compressive strength* pada penelitian sebelumnya. Walaupun begitu, pada akhirnya *bone graft* hidroksiapatit-alginat akan digunakan pada tulang sehingga jika digunakan sebagai pengisi tulang defek pada kanselus, maka kekuatan tekan yang dibutuhkan sebesar 5,5 MPa. Padahal pada variasi komposisi sebesar 6%wt nilai kekuatan tekan yang diberikan hanya sebesar 271,98 KPa. Hal ini tentunya masih sangat jauh untuk mendapatkan kekuatan tekan yang sesuai.

Beberapa faktor penyebab perbedaan nilai *compressive strength* yang diharapkan dapat dikarenakan pencampuran komposit yang hanya merupakan pencampuran fisik saja menyebabkan tidak adanya ikatan yang menguatkan keduanya sehingga nilai *compressive strength* yang dihasilkan juga sangat kecil. Oleh karena itu, untuk penelitian selanjutnya sebaiknya digunakan metode pencampuran lain agar terbentuk ikatan antar keduanya. Adapun berdasarkan struktur tulang yang meliputi bahan organik (protein dan polisakarida) dan anorganik, campuran hidroksiapatit-alginat yang merupakan anorganik dan polisakarida tentu belum dapat dikatakan sempurna mirip dengan struktur tulang. Diharapkan penelitian selanjutnya dapat ditambahkan bahan organik seperti protein untuk menyempurnakan komposit ini sehingga nilai *compressive strength* dapat mirip dengan tulang .

Dugaan utama penyebab perbedaan nilai *compressive strength* dikarenakan penambahan alginat yang diketahui sangat kecil memungkinkan masih menyisakan pori antar partikel hidroksiapatit. Sehingga kerapatan belum dapat terjadi dengan sempurna dan densitas belum dapat mencapai maksimal. Oleh karena itu sebaiknya pada penelitian selanjutnya perlu ditingkatkan persen berat dari alginat.

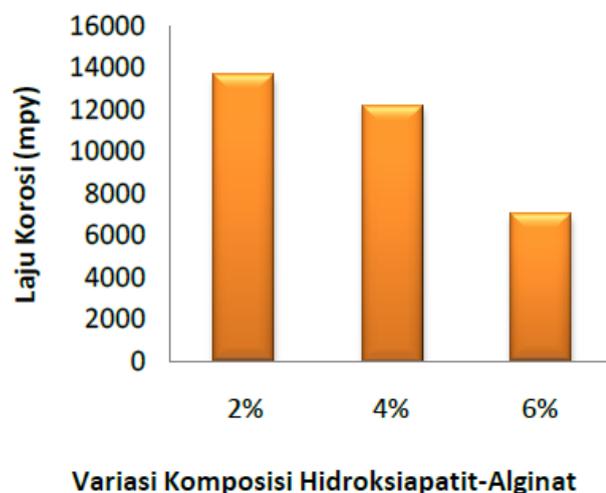
### 3.2. Uji Degradasi

Pengujian ini dilakukan sebagai simulasi ketika *bone graft* dimasukkan ke dalam tubuh. Perubahan fisik yang diamati terutama adalah luruhnya material karena adanya interaksi dengan lingkungan. Menurut hasil pengamatan yang telah dilakukan, proses meleburnya material bukanlah proses melebur yang langsung hilang namun lebih kepada melebur sedikit demi sedikit melalui permukaan material. Hal ini dapat disebut sebagai degradasi material dimana nilai kuantitasnya akan dihitung sebagai berat hilang sampel dan untuk mengetahui kecepatan degradasinya dilakukan dengan perhitungan rumus laju korosi. Hasil perhitungan laju korosi (degradasi) disajikan pada Tabel 2.

Tabel 2. Hasil Uji Degradasi untuk Beberapa Variasi Komposisi Hidroksiapatit- Alginat.

Parameter	Variasi Komposisi Hidroksiapatit-Alginat (wt%)		
	2%	4%	6%
Laju Korosi (mpy)	13632.99	12180.03	7010.16

Dari Tabel 2 selanjutnya dapat dibuat grafik hubungan antara variasi komposisi hidroksiapatit-alginat dengan laju korosi sebagaimana disajikan pada Gambar 4.



Gambar 4. Grafik Hubungan antara Variasi Komposisi Hidroksiapatit-Alginat dengan Laju Degradasi Material.

Menurut Tabel 2 dan Gambar 4 penambahan persen alginat menyebabkan laju korosi semakin kecil. Penurunan laju korosi ini dapat dijelaskan melalui *fully dense material* yaitu material dengan densitas yang lebih rapat akan mengalami degradasi lebih lambat (Ratner, *et al*, 2004). Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, penambahan persen alginat menyebabkan adanya impregnasi atau penyusupan alginat ke dalam pori yang dibentuk partikel hidroksiapatit. ini dimungkinkan terdapat pengkelatan antar partikel hidroksiapatit sehingga komposit menjadi lebih *solid*.

Laju korosi yang dihasilkan penelitian ini masih sangat besar sehingga untuk dapat dijadikan sebagai *bone graft* yang ideal masih sangat kurang. Menurut perhitungan luruhnya material oleh laju korosi, nilai degradasi komposit hidroksiapatit-alginat disajikan pada Tabel 3.

**Tabel 3 Waktu Degradasi untuk Beberapa Variasi Komposisi Hidroksiapatit-Alginat.**

Parameter	Variasi Komposisi Hidroksiapatit-Alginat (wt%)			
	0%	2%	4%	6%
Waktu Degradasi	35-49 (Moore, <i>et al</i> ,	1,18	1,33	1,80

Nilai degradasi ideal yang diinginkan sebuah material *bone graft* adalah dapat melebur dalam waktu 5-7 minggu atau 35-49 hari (Moore, *et al* 2001). Penyebab perbedaan nilai degradasi yang diinginkan ini adalah hampir sama dengan penyebab perbedaan nilai *compressive strength*. Hal ini dikarenakan kerapatan yang terjadi menentukan laju korosi. Semakin besar densitas suatu material maka nilai *compressive strength* akan semakin besar dan laju korosi akan menurun.

### 3.3. Uji Sitotoksitas

Salah satu sifat yang paling penting dari material agar dapat menjadi *bone graft* ideal adalah sifat biokompatibilitasnya. Biokompatibilitas suatu bahan dapat diuji menggunakan uji sitotoksitas yaitu dengan *MTT Assay*. Hasil pengujian berupa persentase sel hidup untuk beberapa variasi komposisi hidroksiapatit-alginat disajikan pada Tabel 4.

Tabel 4. Hasil Uji Sitotoksitas *MTT Assay* untuk Beberapa Variasi Komposisi Hidroksiapatit-Alginat.

Parameter	Variasi Komposisi Hidroksiapatit-Alginat (wt%)			
	0%	2%	4%	6%
Persentase Sel Hidup	95,525	95,525	95,370	90,895

Sebagai data pendukung juga dilakukan *MTT Assay* untuk alginat. Alginat dalam hal ini adalah natrium alginat hasil ekstraksi dari *sargassum sp.* dan natrium alginat konvensional (SIGMA) yang dilarutkan dalam aquades hingga membentuk konsentrasi larutan 2%. Persentase sel hidup yang dihasilkan disajikan pada Tabel 5.

Tabel 5. Perbandingan pH dan Hasil Uji Sitotoksitas *MTT Assay* larutan Natrium Alginat.

Parameter	Natrium Alginat ( <i>sargassum sp.</i> )	Natrium Alginat (SIGMA)
pH	9-10	7
Persentase Sel Hidup (%)	79,572	97,506

Sebuah material dikatakan toksik jika pada hasil uji toksisitasnya menghasilkan persentase sel hidup kurang dari 60%. Pada pengujian toksisitas yang dilakukan, baik pada sampel natrium alginat hasil ekstraksi *sargassum sp* maupun pada natrium alginat konvensional (SIGMA) dan variasi komposisi yang dilakukan secara keseluruhan hasil persentase sel hidupnya diatas 60%.

Secara keseluruhan, komposit hidroksiapatit-alginat merupakan material yang tidak toksik. Namun berdasarkan data hasil *MTT Assay* seluruh sampel, persentase sel hidup pada variasi komposisi alginat 2%, 4%, dan 6% menunjukkan adanya penurunan sel hidup. Hal ini dapat disebabkan oleh alginat hasil ekstraksi dari *sargassum sp* yang bersifat basa dengan pH sekitar 9-10 sehingga persentase hidupnya hanya sebesar 79,572%. Berbeda dengan natrium alginat konvensional (SIGMA) dengan pH terukur 7 yang menghasilkan persentase sel hidup sebesar 97,506%. Kondisi basa inilah yang menyebabkan hasil persentase sel hidup variasi komposisi hidroksiapatit-alginat menurun. pH optimal bagi pertumbuhan sel dari hewan berdarah panas yaitu pada kisaran 7,0-7,4 dengan median 7,2 (Efendi, 2009). Kondisi basa yang dihasilkan sampel

alginat dapat berasal dari proses ekstraksi alginat yang kurang sempurna. Pembentukan natrium alginat melalui penambahan NaOH yang terlalu banyak saat ekstraksi membuat hasil ekstraksi alginat menjadi basa.

#### **4. KESIMPULAN**

Variasi komposisi hidroksiapatit-alginat berpengaruh terhadap nilai *compressive strength* dan laju korosi (degradasi). Namun tidak berpengaruh secara bermakna terhadap persentase sel hidup. Semakin besar penambahan persen berat alginat, maka nilai *compressive strength* meningkat dan laju korosi (degradasi) menurun. Pada penelitian ini variasi komposisi komposit hidroksiapatit-alginat dengan penambahan persen berat alginat 6% memiliki karakter terbaik yang mendekati aplikasi sebagai *bone graft*, karena memiliki nilai *compressive strength* paling tinggi, laju korosi (degradasi) paling rendah dan tidak toksik.

#### **5. UCAPAN TERIMA KASIH**

Ucapan terima kasih disampaikan kepada Kepala Program Studi S1-Teknobiomedik dan Kepala Departemen Fisika Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangga beserta seluruh jajaran karyawan yang telah membantu mempublikasikan jurnal ini.

#### **6. DAFTAR PUSTAKA**

- Ali, M Y. 2007. **Studi Korosi Titanium (Astm B 377 Gr-2) Dalam Larutan Artificial Blood Plasma (Abp) Pada Kondisi Dinamis Dengan Teknik Polarisasi Potensiodinamik Dan Teknik Exposure**. Skripsi. Surabaya : Institut Teknologi Sepuluh November Surabaya.
- Andriyani. 2005. **Pembuatan Asam Glukonat dari Oksidasi Selektif Glukosa Menggunakan Molekul Oksigen yang Diaktifasi Katalis Palladium/ $\Gamma$ -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> dalam Larutan Natrum Hidroksida**. Jurnal Sains Kimia (Suplemen). Vol 9, No.3, 2005: 42-48.
- Asmawati. 2011. **Kajian Morfologi Proses Persembuhan Kerusakan Segmental Pada Tulang Domba yang Diimplan dengan Komposit Hidroksiapatit-Trikalsium Fosfat (HA-TKF)**. Bogor. Institut Pertanian Bogor.
- Efendi, Agus. 2009. **Pengaruh Conditioned Medium Rat Embryonic Fibroblast (Cm-**

**Ref) dengan dan Tanpa *Leukemia Inhibitory Factor (Lif)* dalam Medium Terhadap Tingkat Proliferasi dan Sifat *Pluripotensi Mesenchymal Stem Cell* Sumsu Tulang Tikus dalam Kultur *In Vitro*.** Bogor. Skripsi, Fakultas Kedokteran Hewan Institut Pertanian Bogor.

- Greenwald, A. Seth., Boden, Scott D., Goldberg, Victor M., Khan, Yusuf., Laurencin, Cato T., Rosier, Randy N. 2003. *Bone-Graft Substitute : Facts, Fictions, and Applications*. American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Jones, R. M. 1999. *Mechanics of Composite Materials*. Second Edition. Philadelphia, Taylor and Francis.
- Masturi, Mikrajuddin, Khairurrijal. 2010. **Efektivitas *Polyvinyl Acetate (PVAc)* Sebagai Matriks Pada Komposit Sampah.** Berkala Fisika ISSN : 1410 – 9662 Vol. 13 , No.2, hal 61- 66.
- Matsuno, Tomonori., Hashimoto, Yoshiya., Adachi, Seita., Omata, Kazuhiko., Yoshitaka, Yamauchi., Ozeki, Yasuyuki., Umezu, Yoshikazu., Tabata, Yasuhiko., Nakamura, Masaaki., Satoh, Tazuko. 2008. *Preparation of Injectable 3D- Formed B-Tricalcium Phosphate Bead/Alginate Composite for Bone Tissue Engineering*. Dental Materials Journal 27(6): 827 – 834.
- Moore, William R., Graves, Stephen E., Bain, Gregory I. 2001. *Synthetic Bone Graft Substitutes*. ANZ J. Surg. 71, 354–361.
- Packham, D.E. 2005. *Handbook of Adhesion*. Second Edition. Chichester, John Wiley & Sons Ltd.
- Rachadini, Novianita. 2007. **Uji Sitotoksisitas Ekstrak Serbuk Kayu Siwak (*Salvadora Persica*) Pada Kultur Sel Dengan Menggunakan Esei MTT.** Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Airlangga.
- Rasyid, Abdullah. 2009. **Ekstraksi Natrium Alginat Dari Alga Coklat.** Oseanologi dan Limnologi di Indonesia 36 (3) : 393-400.
- Ratner, Buddy D., Hoffman, Allan S., Schoen, Frederick J., Lemons, Jack E. 2004, *Biomaterial Science, Second Edition*, Elsevier Scademic Press, San Diego.
- Rohaeti, Eli. 2009. **Karakterisasi Biodegradasi Polimer.** Prosiding Seminar Nasional Penelitian, Pendidikan dan Penerapan MIPA, Fakultas MIPA, Universitas Negeri Yogyakarta.
- Syafrudin, Helman. 2011. **Proposal Skripsi, Analisis Mikrostruktur, Sifat Fisis dan Sifat Mekanik Keramik Jenis Refraktori.** Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Airlangga, Surabaya.

Zhang, Shaoxiang., Zhao, Changli., Li, Jianan., Song, Yang., Xie, Chaoying., Tao, Hairong., Zhang, Yan., He, Yaohua., Jiang, Yao., Bian, Yujun. 2009. ***Research On An Mg–Zn Alloy As A Degradable Biomaterial.*** Shanghai, China: Acta Biomaterialia. Elsevier.

Yulianto, K. 2007. **Pengaruh Konsentrasi Natrium Hidroksida Terhadap Viskositas Natrium Alginat yang Diekstrak dari *Sargassum duplicatum* J.G. Agardh (*Phaeopyta*).** Oseanologi dan Limnologi di Indonesia (2007) 33: 295 – 306.