

# Potensi Limbah *Dental Gypsum* Sebagai Bahan Baku Material Pengganti Tulang

## Abstrak

Hidroksiapatit [ $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ] sebagai material pengganti tulang, dapat disintesis dari serbuk *dental gypsum* ( $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ) yang direaksikan dengan diamonium hidrogen fosfat  $[(\text{NH}_4)_2 \text{HPO}_4]$  dengan metode hidrotermal menggunakan *microwave*. Pengujian dengan FTIR (*Fourier Transform-Infra Red spectroscopy*), XRD (*X-Ray Diffraction*) dan SEM (*Scanning Electro Microscope*) menunjukkan karakteristik yang serupa dengan produk komersial meskipun memiliki bentuk morfologi yang berbeda. Uji toksisitas serbuk hidroksiapatit pada Mesenchymal Stem Cells tikus menunjukkan viabilitas sel diatas 60%. Penelitian ini bertujuan untuk membuat *scaffold* dari serbuk hidroksiapatit hasil sintesa limbah *dental gypsum* dan mengetahui sifat osteokonduktifitasnya. Pembuatan *scaffold* dilakukan dengan metode kompaksi dan sintering dengan menggunakan sukrosa sebagai porogen dilanjutkan dengan sintering pada suhu  $1150^\circ\text{C}$ . Karakteristik *scaffold* dilihat menggunakan uji FTIR (*Fourier Transform-Infra Red spectroscopy*) dan SEM (*Scanning Electro Microscope*). Porositas dihitung menggunakan prinsip dasar archimides. Kekuatan mekanis dilihat menggunakan uji kuat tekan. Hasil penelitian menunjukkan struktur dan porositas *scaffold*, menunjukkan karakteristik yang serupa dengan *scaffold* yang dibuat dari HA komersial. Akan tetapi masih memiliki kekuatan mekanis yang lebih rendah.

**Kata kunci :** Hidroksiapatit, *dental gypsum*, *bone graft*

## BAB I. PENDAHULUAN

### Latar Belakang

Tingginya tingkat kebutuhan bahan pengganti tulang (*bone graft*) menyebabkan para peneliti dan ahli bedah terus mengembangkan material sintetis sebagai alternatif *bone graft*, salah satunya adalah biokeramik (Rimondini dkk, 2004). Salah satu bahan biokeramik yang sering digunakan dalam aplikasi biomedis adalah hidroksiapatit [ $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ]. Susunan kristal hidroksiapatit yang memiliki gambaran identik dengan tulang membuat hidroksiapatit sangat populer digunakan sebagai material pengganti tulang. Material ini bersifat biokompatibel, osteokonduktif, serta dapat menyatu dengan tulang sehingga dapat meningkatkan proses regenerasi tulang (Bronzino, 2006).

Hidroksiapatit dapat disintesis dari banyak sumber termasuk gipsum (kalsium sulfat dihidrat) (Herliansyah, 2012). Sedyono dan Tontowi (2008) mensintesa Hidroksiapatit dari serbuk gipsum alam yang direaksikan dengan diamonium hidrogen fosfat [ $(\text{NH}_4)_2 \text{HPO}_4$ ] dengan metode hidrotermal menggunakan *microwave*. Furuta dkk. (1998) mensintesa hidroksiapatit dari gipsum *mold waste* dengan cara *hydrothermal treatment (conventional-hydrothermal)*. Hasilnya menunjukkan karakteristik hidroksiapatit yang menyerupai hidroksiapatit komersial.

Pada penelitian tahap pertama, limbah dental gipsum dapat disintesis menjadi hidroksiapatit melalui proses hidrotermal. Serbuk hidroksiapatit yang dihasilkan menunjukkan karakteristik yang serupa dengan hidroksiapatit komersial. Hasil uji toksisitas serbuk hidroksiapatit terhadap Mesenchymal Stem Cells tikus juga menunjukkan viabilitas sel lebih dari 60%.

Sebagai bahan pengganti tulang (*bone graft*), material juga harus dapat berfungsi sebagai *scaffold* yang menjadi media bagi sel-sel punca dan osteoblas untuk melekat, hidup dan berkembang dengan baik di dalam defek tulang (Lieberman dan Friedlaender, 2005) sehingga memfasilitasi pembentukan tulang baru. Oleh karena itu diperlukan analisa dan karakterisasi *scaffold* hidroksiapatit yang disintesa dari limbah *dental gypsum* serta potensinya sebagai *bone graft* dalam proses perbaikan tulang. Penelitian ini dilakukan untuk menghasilkan scaffold hidroksiapatit hasil sintesis limbah dental gipsum serta melihat karakteristik dan kemampuannya dalam memfasilitasi regenerasi jaringan tulang.

## BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA

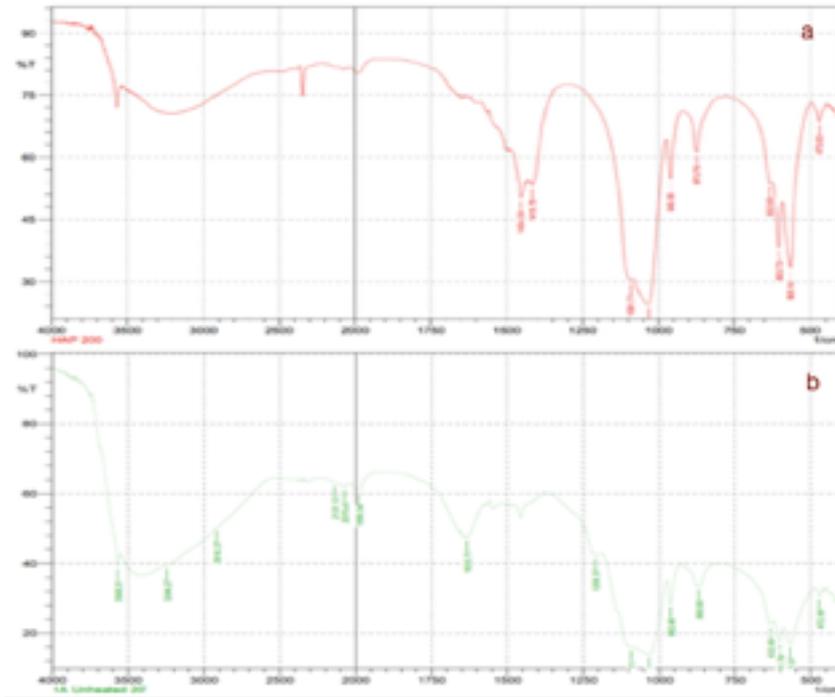
### Pembuatan Hidroksiapatit dari Bahan Gypsum

Furuta dkk. (1998) mensintesa hidroksiapatit dari reaksi antara gipsum *old waste* 5 x 10 x 20 mm dengan 40 ml 0,5 M larutan diamonium hidrogen fosfat dengan cara *hydrothermal treatment (conventional-hydrothermal)* pada suhu 50 – 100oC dan dipelajari sifat-sifatnya. Di sini dia mengembangkan proses untuk mempersiapkan HAp monolith langsung dari gipsum *waste* dengan kristalisasi *in situ* dengan menggunakan reaksi kimia berikut:  $10\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O} + 6(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4 \rightarrow \text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2 + 6(\text{NH}_4)_2\text{SO}_4 + 4\text{H}_2\text{SO}_4 + 18\text{H}_2\text{O}$ . Diperoleh konversi gipsum ke HAp (100%) pada suhu 50oC dalam waktu 15 hari dan 100oC dalam 2 hari.

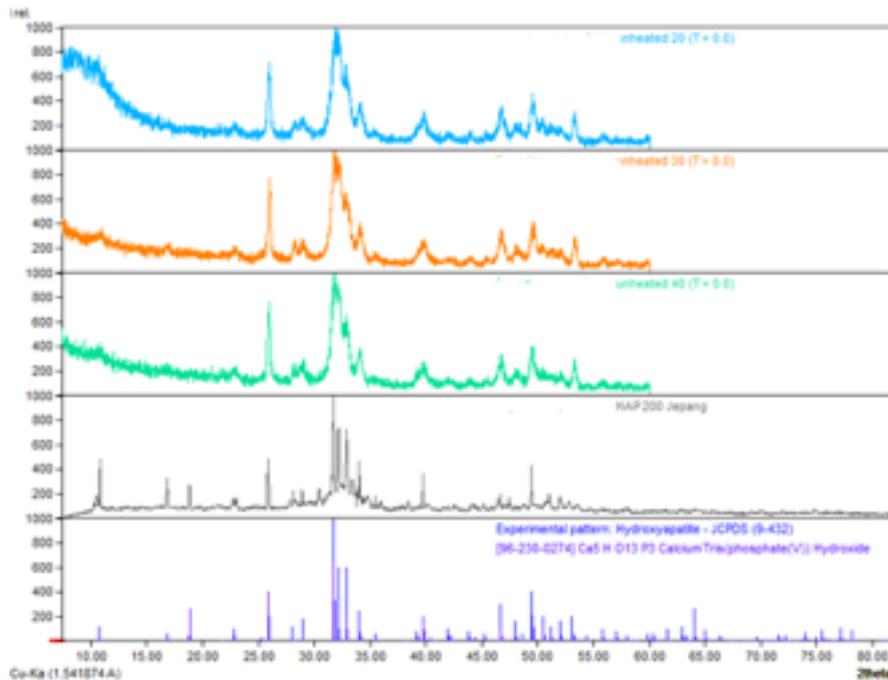
Katsuki dkk. (1999) mensintesa Hap dengan *microwave*. Sintesa HAp diperoleh dari reaksi antara serbuk gipsum (0,5 gr) dan 40 ml 0,5 M larutan diamonium hidrogen fosfat pada suhu 100oC selama 0,5 – 120 menit dalam Teflon menggunakan sebuah *microwave digestion system*. Kemudian hasilnya dicuci dengan air murni, lalu dikeringkan pada suhu di bawah 50oC. Untuk mengetahui pengaruh *microwave*, juga dilakukan reaksi yang sama dengan cara *conventional-hydrothermal*. Dengan cara *microwave* diperoleh konversi gipsum ke Hap (100%) dalam waktu 5 menit, sedangkan dengan *conventional-hydrothermal* membutuhkan waktu 8 hari

### Hidroksiapatit Hasil Sintesis Limbah *Dental Gypsum*

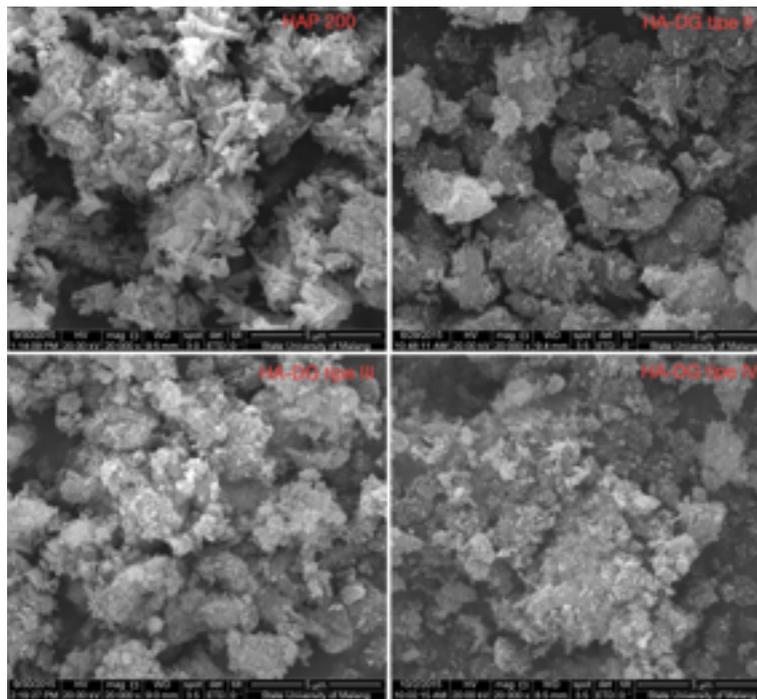
Karakteristik hidroksiapatit yang disintesis dari limbah *dental gypsum* identik dengan karakteristik hidroksiapatit komersial (HAP 200). Spektra FTIR pada HA sintesis mengindikasikan adanya ion fosfat ( $\text{PO}_4^{3-}$ ), hidroksil ( $\text{OH}^-$ ) dan karbonat ( $\text{CO}_3^{2-}$ ) yang identik dengan HA komersil. Akan tetapi gugus karbonat pada HA komersil didapatkan dengan intensitas yang lebih tinggi seperti yang tampak pada gambar 4. Karakterisasi dengan XRD juga menunjukkan gambaran yang identik dengan HA komersial (gambar 5). Bentuk partikel hidroksiapatit menunjukkan morfologi yang berbeda dengan hidroksiapatit komersial (gambar 6). Bentuk kristal dari semua kelompok hasil sintesis menunjukkan bentuk heksagonal yang juga dimiliki oleh hidroksiapatit stokiometri (JCPDS 9-432) dan juga HAp 200 serta memiliki parameter kisi yang identik. Hasil karakterisasi SEM didapatkan permukaan partikel yang padat dan saling menempel. Bentuk partikel hidroksiapatit bulat memanjang. Dapat dilihat pula partikel HAp 200 yang berbentuk kristalit tampak lebih besar dan lebih jelas dari pada hidroksiapatit hasil sintesis karena pada kelompok hasil sintesis didapatkan bentukan yang irregular.



Gambar 4. a. Spektra FTIR HAP 200 Japan. b. Spektra FTIR hidroksiapatit hasil sintesis limbah *dental gypsum*.



Gambar 5. Perbandingan grafik XRD Hidroksiapatit JCPDS, hidroksiapatit komersial dan hidroksiapatit hasil sintesis limbah *dental gypsum*.



Gambar 6. Gambaran SEM serbuk hidroksiapatit HAP 200, hidroksiapatit-DG tipe II, hidroksiapatit-DG tipe III, hidroksiapatit-DG tipe IV

### **BAB 3. METODE PENELITIAN**

#### **Pembuatan *Scaffold* Hidroksiapatit *dental gypsum***

Penelitian eksperimental ini bertujuan untuk membuat *bone graft* dalam bentuk *scaffold* yang berpori dengan menggunakan sukrosa sebagai porogen.

#### **Prosedur Penelitian:**

1. Hidroksiapatit ditimbang sebanyak 2 gram, dicampur sukrosa sebanyak 1:1 yang berfungsi sebagai porogen untuk membentuk pori
2. Dicampur dan dihomogenkan dengan menggunakan vortex selama lima menit
3. Dimasukkan dalam cetakan stainless steel untuk membuat green body dengan diameter dalam 5 mm dan ketebalan 5 mm.
4. Dikompaksi pada tekanan 10 MPa dengan mesin Tarnoo
5. Disinter pada temperature 1300<sup>0</sup> C ditahan selama 2 jam dengan kenaikan 5°C per menit
6. Didinginkan pada udara terbuka
7. *Scaffold* dianalisa menggunakan FTIR dan SEM
8. Penghitungan porositas scaffold
9. Dilakukan uji mekanis untuk mengetahui kekuatan tekan scaffold.

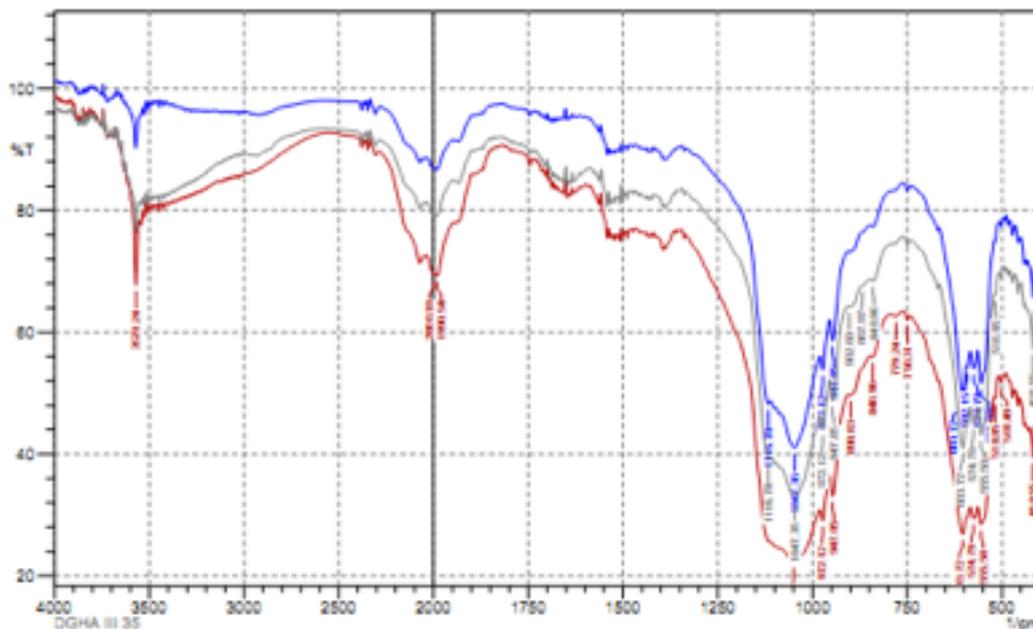
### **BAB 4. HASIL YANG DICAPAI**

Penelitian telah dilakukan sejak bulan Maret 2016 bertempat di Laboratorium Teknologi Kedokteran Gigi FKG Unej. Serbuk gipsum yang telah dipreparasi dari limbah dental gypsum dan bahan Diammonium Hidrogen Phosphat (DHP) disintesa menjadi hidroksiapatit menggunakan metode hydrothermal dengan waktu pemrosesan selama 20 menit dalam microwave berdaya 400W. Setelah menghasilkan serbuk hidroksiapatit, dilakukan pembuatan scaffold dengan menggunakan sukrosa sebagai porogen.



Gambar 7. Scaffold yang dihasilkan berbentuk silindris dengan diameter 5 mm dan tebal 3 mm.

Uji karakterisasi FTIR dengan panjang gelombang 4000-400  $\text{cm}^{-1}$  digunakan untuk melihat ikatan molekul yang dimiliki *scaffold* hidroksiapatit DG-III 35%, *scaffold* hidroksiapatit DG-III 45%, dan *scaffold* hidroksiapatit DG-III 55%. Data tersebut akan disajikan dalam bentuk *spektrum infra red* berikut ini :

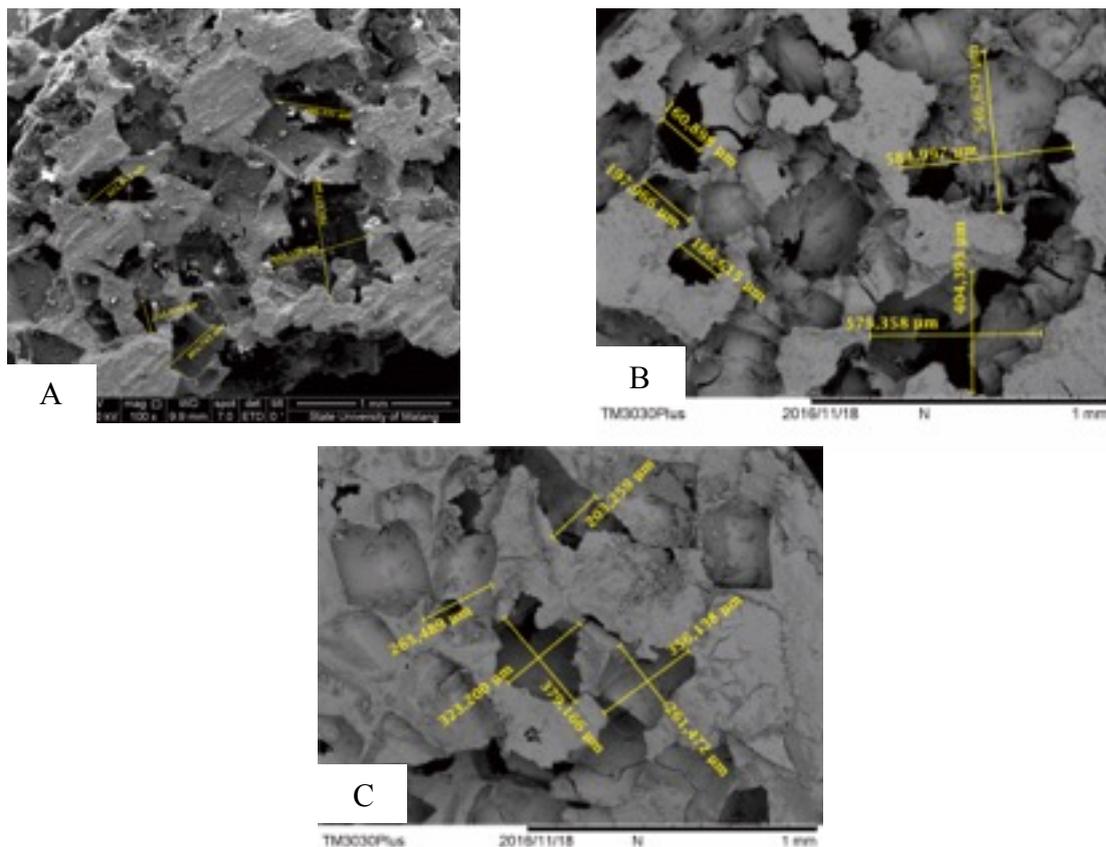


Gambar 8. *Superimpose* spektrum FTIR *scaffold* HA – DG III 35%, *scaffold* HA – DG III 45%, *scaffold* HA – DG III 55%.

Grafik hasil *superimpose* FTIR gambar 4.4 dan data puncak FTIR menunjukkan grafik yang identik. Ditemukan unsur fosfat ( $\text{PO}_4^{3-}$ ) pada semua sampel. Pada *scaffold* HA–DG III 45% ditemukan ion hidroksil ( $\text{OH}^-$ ) pada titik puncak 3570,24  $\text{cm}^{-1}$  dan ditemukan  $\text{H}_2\text{O}$  pada titik puncak 1990,54  $\text{cm}^{-1}$  dan 2000,18  $\text{cm}^{-1}$ . Namun pada *scaffold* HA–DG III 35% dan *scaffold* HA–DG III 55% tidak memunculkan titik puncak ion hidroksil ( $\text{OH}^-$ ) dan  $\text{H}_2\text{O}$ . Hal ini dikarenakan kandungan air pada *scaffold* HA–DG III 35% dan *scaffold* HA–DG III 55% sangat sedikit. Gugus karbonat ( $\text{CO}_3^{2-}$ )

sudah tidak ditemukan lagi pada semua sampel. Selain itu, spektrum FTIR pada ketiga sampel menunjukkan tidak terdeteksinya sukrosa yang sebelumnya digunakan sebagai porogen dalam sintesis *scaffold* hidroksiapatit.

Uji karakterisasi *Scanning Electron Microscopy* (SEM) adalah salah satu jenis mikroskop elektron yang menggunakan berkas elektron untuk menggambar profil permukaan benda. Analisis ini bertujuan untuk mengetahui morfologi *scaffold* hidroksiapatit secara mikroskopik. Hasil uji karakterisasi SEM disajikan dalam bentuk gambar dengan pembesaran 100x dan 250x.



Gambar 9. Perbandingan hasil SEM *scaffold* HA – DG III 35% (A) *scaffold* HA – DG III 45% (B) *scaffold* HA – DG III 55% (C) pembesaran 100x

Hasil karakterisasi SEM menunjukkan adanya porositas pada *scaffold* hidroksiapatit. Bentuk dan ukuran porositas yang dihasilkan pada *scaffold* hidroksiapatit bervariasi. *scaffold* HA–DG III 35% terbentuk pori dengan ukuran sekitar 220 – 700  $\mu\text{m}$ . *Scaffold* HA–DG III 35% terbentuk pori dengan ukuran sekitar 160 – 580  $\mu\text{m}$ . Pada gambar 4.7 *scaffold* HA–DG III 35% terbentuk pori dengan ukuran sekitar 200 – 370  $\mu\text{m}$ .

Pengaturan perbandingan konsentrasi serbuk hidroksiapatit dan sukrosa dalam pembuatan *scaffold* hidroksiapatit mempengaruhi tingkat porositas *scaffold* yang terbentuk. *Scaffold* HA–DG

III 35% dan *scaffold* HA–DG III 45% menunjukkan porositas yang relatif tinggi. HA–DG III 55% didapatkan *scaffold* dengan porositas rendah.

Hasil uji karakterisasi FTIR pada ketiga sampel membuktikan bahwa pembuatan *scaffold* hidroksiapatit dari limbah gipsum kedokteran gigi tipe III dengan sukrosa sebagai porogen dan menggunakan metode *sintering* tidak mengubah komposisi kimia dari hidroksiapatit. Hal ini ditunjukkan dengan adanya pita serapan gugus fosfat ( $\text{PO}_4^{3-}$ ) pada semua *scaffold* hidroksiapatit. Mulyaningsih (2007) menyatakan bahwa gugus  $\text{PO}_4^{3-}$  merupakan salah satu gugus fungsi penyusun senyawa hidroksiapatit. Haries (2015) menyatakan bahwa hasil karakterisasi FTIR hidroksiapatit limbah gipsum kedokteran gigi tipe III tanpa *sintering* menunjukkan terdeteksinya gugus karbonat ( $\text{CO}_3^{2-}$ ). Namun pada spektrum FTIR *scaffold* HA – DG III 35%, *scaffold* HA – DG III 45%, dan *scaffold* HA – DG III 55% sudah tidak ditemukan gugus karbonat ( $\text{CO}_3^{2-}$ ). Ardhiyanto et al. (2015) menyatakan bahwa gugus karbonat ( $\text{CO}_3^{2-}$ ) tidak ditemukan pada hidroksiapatit setelah dilakukan *sintering* dengan suhu 600 °C dan 900 °C. Hal ini menunjukkan bahwa kemurnian hidroksiapatit ini cukup tinggi. Mulyaningsih (2007) menyatakan bahwa gugus karbonat ( $\text{CO}_3^{2-}$ ) mengalami peleburan pada suhu 750-850 °C. Hilangnya gugus karbonat ( $\text{CO}_3^{2-}$ ) ini menunjukkan derajat kristalinitas sampel yang telah dilakukan *sintering* menjadi meningkat. Selain gugus fosfat ( $\text{PO}_4^{3-}$ ) dan gugus karbonat ( $\text{CO}_3^{2-}$ ), gugus hidroksil ( $\text{OH}^-$ ) merupakan salah satu gugus fungsi penyusun senyawa hidroksiapatit.

Mondal et al. (2012) menyatakan bahwa gugus hidroksil ( $\text{OH}^-$ ) terdeteksi pada kisaran bilangan gelombang 3.497  $\text{cm}^{-1}$ . Venkatesan dan Kim (2010) menyatakan bahwa puncak yang terdeteksi pada bilangan gelombang 3.300-3.600  $\text{cm}^{-1}$  merupakan indikasi adanya gugus hidroksil. Gugus hidroksil ( $\text{OH}^-$ ) tidak ditemukan pada spektrum FTIR *scaffold* HA – DG III 35% dan *scaffold* HA – DG III 55%. Hal ini menunjukkan bahwa kandungan air ( $\text{H}_2\text{O}$ ) pada sampel sangat sedikit. Di dalam kristal apatit, air dapat berada pada permukaan dan dapat pula hadir dalam kristal. Air pada permukaan kristal apatit akan hilang dan tidak dapat balik pada pemanasan di bawah suhu 200 °C. Air dalam kristal apatit akan hilang jika sampel dipanaskan di atas suhu 200 °C sampai 800 °C (Soejoko, 2002). Gugus hidroksil ( $\text{OH}^-$ ) ditemukan pada spektrum FTIR *scaffold* HA – DG III 45% pada bilangan gelombang 3570,24  $\text{cm}^{-1}$ . Selain itu, pada FTIR *scaffold* HA – DG III 45% ditemukan  $\text{H}_2\text{O}$  pada bilangan gelombang 1990,54  $\text{cm}^{-1}$  dan 2000,18  $\text{cm}^{-1}$ . Suryadi, 2011 menyatakan bahwa puncak yang terdeteksi pada bilangan gelombang 2250 – 2000  $\text{cm}^{-1}$  mengindikasikan adanya  $\text{H}_2\text{O}$ . Hal ini dapat disebabkan karena porogen yang digunakan berupa sukrosa. Paryanto, 1991 menyatakan bahwa sifat kimia dari sukrosa yaitu akan menghasilkan

karbondioksida dan air ketika dibakar. Selain itu, kandungan H<sub>2</sub>O pada *scaffold* HA – DG III 45% dapat disebabkan karena teknik penyimpanan yang kurang baik sehingga terjadi kontaminasi pada sampel.

Hasil analisa SEM didapatkan gambaran mikroskopis dari masing-masing kelompok. Pada analisa ini dilakukan dengan dua kali pembesaran yaitu pembesaran 100x dan 250x. Hasil analisa SEM pada ketiga sampel menunjukkan bahwa pembuatan *scaffold* dengan metode *sintering* terbukti dapat menghasilkan *scaffold* hidroksiapatit dengan sifat porus. Porositas yang dihasilkan bersifat *interconnected* dengan bentuk dan ukuran yang bervariasi. Tampak pada gambar 13, 14 dan 15 terbentuk pori dengan ukuran sekitar 220 – 700  $\mu\text{m}$  pada *scaffold* HA – DG III 35%, 160 – 580  $\mu\text{m}$  pada *scaffold* HA – DG III 45%, dan 200 – 370  $\mu\text{m}$  pada *scaffold* HA – DG III 55%. Variasi ukuran tersebut tergolong mendukung untuk proses tumbuhnya sel tulang pada *scaffold*. Ukuran pori yang disarankan untuk sebuah *scaffold* bone graft yaitu 100  $\mu\text{m}$  – 350  $\mu\text{m}$  (Yang *et al.*, 2001). Karageorgiou (2005) menyatakan bahwa ukuran pori > 300  $\mu\text{m}$  akan meningkatkan pembentukan tulang baru dan kapiler baru. Hal ini dikarenakan ukuran pori yang kecil menyebabkan kondisi hipoksia dan menginduksi pembentukan osteokondral sebelum terjadinya osteogenesis. Sedangkan ukuran pori yang besar menyebabkan vaskularisasi yang bagus dan terjadi osteogenesis secara langsung tanpa diawali dengan pembentukan kartilago.

Pengaturan perbandingan konsentrasi antara serbuk hidroksiapatit dan sukrosa dalam pembuatan *scaffold* hidroksiapatit mempengaruhi tingkat porositas *scaffold* yang dihasilkan. *Scaffold* HA – DG III 35% memiliki tingkat porositas yang lebih tinggi jika dibandingkan dengan kelompok yang lain. Hal ini dikarenakan konsentrasi sukrosa pada *scaffold* HA – DG III 35% lebih tinggi dibandingkan dengan kelompok lain. Mano *et al.* (2007) menyatakan bahwa konsentrasi porogen berbanding lurus dengan tingkat porositas, yaitu semakin tinggi konsentrasi porogen yang digunakan dalam pembuatan *scaffold* maka porositas yang dihasilkan akan semakin tinggi. Porositas yang dianjurkan untuk sebuah *scaffold* bone graft yaitu berkisar 50% - 90% (Lin Lu, 2007). Vuola (2001) menyatakan bahwa porositas pada tulang cancelus berkisar 30 - 90% dan tulang kompak berkisar 5 - 30%.

Berdasarkan uji FTIR menunjukkan bahwa pembuatan *scaffold* dengan metode *sintering* tidak mengubah komposisi kimia dari hidroksiapatit. Hal ini ditunjukkan dengan adanya gugus fosfat ( $\text{PO}_4^{3-}$ ) pada semua sampel. Perbedaan konsentrasi antara serbuk hidroksiapatit dan sukrosa tidak berpengaruh terhadap hasil uji karakterisasi FTIR. Hasil uji karakterisasi SEM menunjukkan bahwa *scaffold* hidroksiapatit dengan sifat porus berhasil disintesis dengan metode *sintering*. Variasi perbandingan konsentrasi serbuk hidroksiapatit dan sukrosa mempengaruhi struktur *scaffold* yang

dihasilkan. *Scaffold* HA – DG III 35% cenderung memiliki porositas yang lebih tinggi dibandingkan dengan kelompok yang lain.

### Uji Porositas

Hasil rata-rata yang didapatkan setelah dilakukan uji porositas diketahui bahwa semakin banyak konsentrasi HA sintesis maka rata-rata porositas total semakin rendah, sedangkan semakin sedikit konsentrasi HA sintesis maka rata-rata porositas total semakin tinggi. Pada kelompok *DGHA Type III* konsentrasi porogen 45% memiliki rata-rata porositas total lebih rendah dibandingkan dengan kelompok *DGHA Type III* konsentrasi porogen 55%, dan *DGHA Type III* konsentrasi porogen 65%. Sedangkan dalam kelompok *DGHA Type III* konsentrasi porogen 65% memiliki rata-rata porositas total lebih tinggi dibandingkan dengan *DGHA Type III* konsentrasi porogen 55% dan *DGHA Type III* konsentrasi 45%.

Tabel 1. Persentase porositas total(%)

Kelompok	Rata-rata Porositas (%)	Std. Deviation
<i>DGHA Type III</i> Konsentrasi porogen 45%	33,55	2,23193
<i>DGHA Type III</i> Konsentrasi porogen 55%	41,97	1,27753
<i>DGHA Type III</i> Konsentrasi porogen 65%	46,55	2,35392

Tabel 2. Hasil Uji LSD

Kelompok	<i>DGHA Type III</i> Konsentrasi porogen 45%	<i>DGHA Type III</i> Konsentrasi porogen 55%	<i>DGHA Type III</i> Konsentrasi porogen 65%
<i>DGHA Type III</i> Konsentrasi porogen 45%	-	0,000*	0,000*
<i>DGHA Type III</i> Konsentrasi porogen 55%	0,000*	-	0,010*
<i>DGHA Type III</i> Konsentrasi porogen 65%	0,000*	0,010*	-

Dalam penelitian ini, ada beberapa faktor yang mempengaruhi besarnya porositas. Faktor utama adalah faktor pengaturan perbandingan konsentrasi antara serbuk hidroksiapatit dan sukrosa dalam pembuatan *scaffold* hidroksiapatit. Hasil menunjukkan kelompok *DGHA Type III* konsentrasi porogen 65% memiliki rata-rata porositas total yang paling tinggi dibandingkan dengan kelompok *DGHA Type III* konsentrasi porogen 55%, dan *DGHA Type III* konsentrasi porogen 45%. Mano *et al.*,(2007) menyatakan bahwa konsentrasi porogen berbanding lurus dengan tingkat porositas, yaitu semakin tinggi konsentrasi porogen yang digunakan dalam pembuatan *scaffold* maka porositas yang dihasilkan akan semakin tinggi. Porositas yang dianjurkan untuk sebuah *scaffold bonegraft* yaitu berkisar 50%-90% ( Lin Lu, 2007).

Faktor ukuran butir porogen juga berpengaruh pada porositas *scaffold*. Pori-pori *scaffold* yang tidak teratur dalam bentuk dan ukuran dapat menyebabkan porositas *scaffold* hidroksiapatit yang dihasilkan rendah, akibatnya struktur keramik hidroksiapatit tidak kompak sehingga apabila digunakan sebagai implant ortopedik karakteristiknya rapuh atau mudah patah. Semakin besar ukuran butir, maka semakin sedikit jumlah mikroporositas yang ada pada bahan (Nurwidyanto *et al.*, 2006). Namun hal ini dapat diabaikan karena ukuran butir porogen yang digunakan dalam penelitian ini dibuat sama yaitu berkisar 160  $\mu\text{m}$ . Akan tetapi, morfologi dan distribusi pori yang diamati melalui analisa SEM pada penelitian yang dilakukan oleh Handika (2016) menggambarkan bentuk dan ukuran pori yang dihasilkan *scaffold hidroksiapatit limbah dental gypsum type III*

bervariasi. Hal ini dapat terjadi karena pengadukan dengan cara manual memiliki kemungkinan besar terjadi penumpukan partikel porogen sehingga mengakibatkan distribusi porogen tidak merata.

Faktor lain yang mempengaruhi porositas diantaranya adalah proses *sintering*. Proses *sintering* merupakan tahap lanjutan setelah pembuatan *green body*. Proses *sintering* merupakan proses pemadatan serbuk dengan cara membentuk ikatan batas butir antar serbuk penyusunnya. Ikatan batas butir tersebut terjadi akibat adanya pemanasan dengan atau tanpa tekanan yang mana pemanasannya dilakukan di bawah temperatur leleh partikel penyusunnya dan waktunya ditahan dalam beberapa jam agar partikel halus beraglomerasi menjadi bahan padat. Proses sinter menyebabkan titik kontak antar partikel tumbuh oleh karena difusi atom-atom sehingga partikel-partikel menjadi rekat (Rocha *et al.*, 2005).

Pada proses *sintering* terjadi perubahan mikrostruktur seperti pertumbuhan butir, peningkatan densitas, dan penyusutan (Randall, 1991). Secara umum, perubahan yang terjadi saat proses *sintering* berlangsung dapat dibagi menjadi tiga tahapan yaitu : tahap awal (*initial stage*), secara umum ditandai dengan penyusunan kembali formasi leher yang meliputi penyusunan kembali partikel dan formasi leher awal di titik kontak antar partikel. Pada tahap ini porositas tidak banyak berkurang dan penyusutan tidak banyak terjadi. Kemudian tahap pertengahan (*intermediate stage*), pertumbuhan terus berlanjut yang diikuti dengan pertumbuhan butir dan pori. Perubahan yang terjadi pada tahap ini yaitu pertumbuhan ukuran leher antar partikel, porositas berkurang, pusat partikel bergerak semakin dekat secara bersama-sama. Batas butir mulai berpindah sehingga butir mulai tumbuh dan terbentuk saluran yang saling berhubungan (*continous channel*) dan berakhir ketika porositas terisolasi. Pada tahap ini terjadi penyusutan yang cukup signifikan dan pori mengalami perubahan bentuk. Selanjutnya adalah tahap akhir (*final stage*), ditandai dengan hilangnya struktur pori dan munculnya batas butir. Batas butir bergerak dan terjadi pembesaran ukuran butir sampak kanal pori tertutup dan terjadi penyusutan (Skotnicova *et al.*, 2014). Hal ini sesuai dengan uji porositas yang telah dilakukan dimana Setelah proses *sintering* terjadi penyusutan pada material biokeramik yang mengakibatkan kehilangan porositas sehingga rata-rata total porositas yang dihasilkan lebih kecil.

Temperatur sintering turut mempengaruhi banyaknya pori yang dihasilkan. Semakin tinggi suhu sintering yang digunakan maka kepadatannya semakin meningkat dan porositasnya semakin menurun, begitu pula sebaliknya. Ketika proses sintering sedang berlangsung penurunan porositas berhubungan dengan proses densifikasi. Porositas yang semakin rendah menyatakan struktur sampel padat sehingga memiliki densitas yang lebih besar. Densitas yang lebih besar juga

menandakan bahwa penambahan jumlah keramik menyebabkan terjadinya proses reduksi pori ketika proses densifikasi terjadi. Reduksi pori tersebut menyebabkan porositas scaffold HA yang dihasilkan menurun (Kang, 2005).

Woodard dkk (2007) melakukan studi osteokonduktif HA sebagai *scaffold* tulang dengan porositas berbeda yaitu porositas makro ( $> 50 \mu\text{m}$ ) tunggal dengan porositas (makro dan mikro) diimplankan kemudian dibandingkan. Hasilnya, pembentukan tulang hanya terjadi pada mikroporositas ( $< 20 \mu\text{m}$ ) dan proses osteokonduktif terbentuk dengan baik. Mikroporositas meningkatkan *growth factor*.

Berdasarkan hukum archimedes, porositas *scaffold* yang didapat setelah perendaman dalam larutan ethanol 97% menunjukkan hasil rata-rata porositas sebesar 33,55 % pada *DGHA Type III* konsentrasi porogen 45%, 41,97% *DGHA Type III* konsentrasi porogen 55%, serta 46,55% *DGHA Type III* konsentrasi porogen 65%. Hal ini membuktikan bahwa nilai porositas *scaffold hidroksiapatit limbah dental gypsum type III* secara keseluruhan telah sesuai dengan standart tulang cancelus, yaitu porositas 30 – 90% dan pada tulang kompak 5 – 30 % (Vuola, 2001), sehingga *scaffold hidroksiapatit limbah dental gypsum type III* dapat diaplikasikan sebagai *bone substitute* untuk proses penyembuhan jaringan tulang yang rusak.

## Uji Degradasi

Hasil penelitian merupakan presentase degradasi *scaffold* hidroksiapatit limbah *dental gypsum* tipe III konsentrasi 35% yang direndam larutan *citric acid buffer* pH 3 yang mewakili lingkungan terburuk tubuh dan larutan *phosphate buffer saline* pH 7,4 yang mewakili lingkungan normal tubuh. Pengujian sampel yang dilakukan selama tujuh hari menunjukkan hasil rerata presentase degradasi tertinggi adalah *scaffold* dengan suhu sintering  $950^{\circ}\text{C}$  dan rerata persentase degradasi terendah adalah *scaffold* dengan suhu sintering  $1150^{\circ}\text{C}$ .

Tabel 3. Degradasi *scaffold* hidroksiapatit limbah *dental gypsum* tipe III 35 % pada perendaman pH 3 dan pH 7,4 (Rerata  $\pm$  SD)

	pH 3 (%)	pH 7,4 (%)
Suhu Sintering $1150^{\circ}\text{C}$	$16,17 \pm 1,28$	$7,32 \pm 1,22$
Suhu Sintering $1050^{\circ}\text{C}$	$18,10 \pm 0,57$	$8,37 \pm 1,18$
Suhu Sintering $950^{\circ}\text{C}$	$24,23 \pm 1,70$	$10,07 \pm 0,38$

Tabel 4. Hasil uji LSD (*Least Significant Different*) *scaffold* hidroksiapatit limbah *dental gypsum* tipe III 35% dalam perendaman pH 3

Kelompok	Suhu sintering 1150°C pH 3	Suhu sintering 1050°C pH 3	Suhu sintering 950°C pH 3
Suhu sintering 1150°C pH 7,4		0,061	0,000*
Suhu sintering 1050°C pH 7,4	0,061		0,000*
Suhu sintering 950°C pH 7,4	0,000*	0,000*	

Tabel 5. Hasil uji LSD (*Least Significant Different*) *scaffold* hidroksiapatit limbah *dental gypsum* tipe III 35% dalam perendaman pH 7,4

Kelompok	Suhu sintering 1150°C pH 3	Suhu sintering 1050°C pH 3	Suhu sintering 950°C pH 3
Suhu sintering 1150°C pH 7,4		0,173	0,004*
Suhu sintering 1050°C pH 7,4	0,173		0,040*
Suhu sintering 950°C pH 7,4	0,040*	0,004*	

Berdasarkan data dari hasil penelitian yang telah diperoleh dapat diketahui bahwa suhu sintering berpengaruh terhadap degradasi *scaffold* hidroksiapatit limbah *dental gypsum* tipe III. Semakin tinggi suhu sintering maka persentase degradasinya akan semakin rendah, begitu pula sebaliknya. Hal ini terjadi karena suhu sintering mempengaruhi karakteristik dari *scaffold* hidroksiapatit. Kondisi sintering yang berbeda menyebabkan perbedaan sifat fisik meliputi bentuk, porositas makro atau mikro, ukuran butir, kepadatan, dan kristalinitas (Monmaturapoj dan Yatongchai, 2010; Haibo Wang, 2004). Sifat - sifat fisik akibat perbedaan suhu sintering inilah yang nantinya akan berpengaruh terhadap degradasi *scaffold* hidroksiapatit limbah *dental gypsum* tipe III.

Ukuran butir dianggap sebagai salah satu faktor kunci yang juga berpengaruh terhadap degradasi *scaffold* (Vivanco,2012). Peningkatan suhu sintering akan mengakibatkan peningkatan ukuran butir pada *scaffold* (Deville dkk, 2006). Menurut Jonghe dan Rahaman (2003) perubahan pada proses sintering diawali dengan atom yang mulai bergerak diikuti dengan pertumbuhan butir dimana batas butir mulai berpindah dan terbentuk saluran seperti pori-pori yang saling berhubungan (*channel like pores*) selanjutnya batas butir mulai bergerak dan terjadi peningkatan ukuran butir partikel sampai pada akhirnya *channel like pores* terisolasi, peningkatan ukuran butir ini akan semakin tinggi seiring dengan suhu sintering yang juga makin tinggi. Peningkatan ukuran butir ini mengakibatkan porositas *scaffold* menurun dan kepadatannya meningkat sehingga degradasinya akan semakin lambat (Wang dkk, 2010).

Salah satu sifat fisik yang dapat mempengaruhi degradasi adalah porositas. Suhu sintering berpengaruh terhadap porositas *scaffold* hidroksiapatit limbah *dental gypsum* tipe III. Porositas didefinisikan sebagai persentase ruang kosong pada daerah padat. Porositas ini memungkinkan jaringan tulang tumbuh baik didalamnya sehingga bisa meningkatkan kekuatan dari implan (Swain, 2009). Hubungan antara porositas dan degradasi adalah berbanding lurus, semakin rendah suhu sintering maka porositasnya akan semakin tinggi dan laju difusi molekul juga semakin tinggi sehingga degradasi dari *scaffold* tersebut juga semakin cepat (Hashmi 2014; Stanford University 2009). Pada penelitian ini didapatkan hasil bahwa pada suhu 950°C memiliki persentase degradasi yang paling tinggi. Hal ini diasumsikan bahwa *scaffold* hidroksiapatit *dental gypsum* tipe III dengan suhu sintering 950°C memiliki porositas yang paling tinggi dibandingkan dengan *scaffold* yang lainnya. Porositas yang tinggi ini memungkinkan *scaffold* memiliki daerah interkoneksi lebih banyak dan kondisi yang lebih baik untuk transport dari larutan perendaman (Zhuang dkk, 2008). Porositas yang tinggi pada *scaffold* suhu 950°C ini terjadi karena ukuran butir molekulnya lebih kecil dibandingkan dengan suhu sintering yang lainnya sehingga porositasnya juga makin tinggi, Suhu sintering berbanding lurus dengan ukuran butir dimana peningkatan suhu sintering akan meningkatkan ukuran butir (Muralithan dan Ramesh, 1999).

Suhu sintering juga berpengaruh terhadap kepadatan *scaffold*. Peningkatan suhu sintering berbanding lurus dengan peningkatan kepadatan mikrostruktur *scaffold* (Vivanco dkk, 2012). Semakin tinggi suhu sintering, maka kepadatannya semakin meningkat dan porositasnya akan menurun (Ramay dan Zhang, 2003). Keadaan ini dapat mengakibatkan degradasi *scaffold* melambat, dimana pada kondisi kepadatan yang tinggi degradasi *scaffold* juga makin rendah. Pada penelitian ini suhu sintering tertinggi adalah 1150°C, pada suhu sintering tersebut diasumsikan

*scaffold* memiliki kepadatan yang paling tinggi dibandingkan dengan *scaffold* suhu 950°C dan 1050°C. Hal ini terjadi karena ukuran butir pada *scaffold* suhu 1150°C memiliki ukuran yang paling besar dibandingkan suhu yang lainnya. Peningkatan suhu sintering mengakibatkan ukuran butir juga ikut meningkat sehingga kepadatannya juga ikut meningkat (Jonghe dan Rahaman 2003).

Faktor lain yang mempengaruhi degradasi *scaffold* adalah kristalinitas *scaffold*. Kristalinitas ini dipengaruhi oleh suhu sintering *scaffold*, suhu sintering yang makin tinggi akan mengakibatkan peningkatan kristalinitas *scaffold* (Monmaturapoj dan Yatongchai, 2010). Menurut Hayakawa dkk (2009) kristalinitas yang rendah memiliki degradasi yang lebih cepat dibandingkan dengan *scaffold* kristalinitas tinggi, hal ini sesuai dengan hasil penelitian bahwa pada suhu 950°C memiliki degradasi yang paling tinggi sehingga diasumsikan *scaffold* dengan suhu 950°C memiliki kristalinitas yang paling rendah. Kristalinitas yang rendah menunjukkan penutupan *bone defect* yang lebih baik dan daya afinitas yang lebih baik bagi sel osteoblast dan hal ini akan meningkatkan kualitas *scaffold* (Hayakawa dkk, 2009).

Hasil uji degradasi *scaffold* hidroksiapatit limbah *dental gypsum* tipe III didapatkan perbedaan yang signifikan antara *scaffold* dengan suhu sintering 950°C dengan *scaffold* suhu sintering 1050°C dan 1150°C, tetapi tidak ditemukan perbedaan yang bermakna pada *scaffold* dengan suhu sintering 1050°C dan 1150°C. Hal ini sesuai dengan penelitian Vivanco (2012) yang menyatakan bahwa peningkatan suhu sintering mengakibatkan peningkatan kepadatan dan penurunan porositas pada *scaffold* dengan suhu sintering 950°C, 1050°C, dan 1150°C. *Scaffold* dengan suhu sintering 950°C memiliki persentase porositas 24%, suhu 1050°C 6%, dan suhu 1150°C 0% (Vivanco, 2012). Dapat dilihat bahwa pada suhu sintering 950°C memiliki derajat porositas yang lebih signifikan jika dibandingkan *scaffold* suhu 1050°C dengan 1150°C. Hal ini diasumsikan karena pada suhu 950°C belum terjadi kepadatan yang maksimal sehingga memiliki porositas yang tinggi jika dibandingkan dengan suhu 1050°C dan 1150°C. Porositas yang tinggi akan mengakibatkan degradasi *scaffold* menjadi lebih cepat dibandingkan *scaffold* dengan porositas rendah (Vivanco, 2012)

Faktor lain yang mempengaruhi degradasi *scaffold* hidroksiapatit limbah *dental gypsum* tipe III adalah pH. Pada penelitian ini sampel *scaffold* hidroksiapatit limbah *dental gypsum* tipe III direndam dalam dua larutan *buffer*; yaitu larutan *citric acid buffer* pH 3 yang mewakili kondisi terburuk tubuh dan larutan *phosphate buffer saline* pH 7,4 yang mewakili kondisi normal tubuh. Kondisi pH normal dalam darah adalah 7,4 disaat terjadi aktivasi sel selama proses penyembuhan di

daerah yang mengalami trauma maka akan terjadi akumulasi sel nekrotik dan produk limbah asam yang menyebabkan pH turun (Buchanan, 2008). Dari data hasil uji *t-test independent test* (tabel 4.11) dapat dilihat bahwa pH berpengaruh terhadap degradasi *scaffold* hidroksiapatit. *Scaffold* pada perendaman *citric acid buffer* pH 3 memiliki presentase degradasi yang lebih besar dibandingkan *scaffold* hidroksiapatit yang direndam larutan *phosphate buffer saline* pH 7,4. Hal ini sesuai dengan pernyataan F.J Buchanan (2008) yang menyatakan bahwa degradasi *scaffold* hidroksiapatit akan semakin cepat terjadi pada kondisi pH asam. Pada larutan yang bersifat asam hidroksiapatit memiliki kelarutan yang lebih besar jika dibandingkan dalam larutan yang lainnya, hal ini terjadi karena adanya pertukaran ion berupa adsorpsi proton dan anion asam dari larutan asam ke permukaan hidroksiapatit dan menghilangkan ion kalsium dan ortofosfat dari hidroksiapatit, sehingga kelarutannya lebih tinggi dan degradasinya juga lebih cepat (Dorozhkin, 2012; Laurencin dan Khan, 2006).

### Uji Mekanis

Hasil penelitian yang didapatkan ialah kekuatan tekan *scaffold* hidroksiapatit sintesis limbah *dental gypsum* tipe II, tipe II dan hidroksiapatit komersial (HAp 200). Hasil rerata kekuatan tekan *scaffold* hidroksiapatit dapat dilihat pada tabel 11.

**Tabel 6.** Rerata kekuatan tekan *scaffold* hidroksiapatit sintesis limbah *dental gypsum* dan hidroksiapatit komersial (HAp 200)

Kelompok	Rerata ± SD (%)
<i>Scaffold</i> HAp 200 45%	1,67 ± 0,04967
<i>Scaffold</i> DGHA III 45%	0,89 ± 0,03464
<i>Scaffold</i> DGHA III 45%	0,37 ± 0,04359

**Tabel 7.** Hasil uji *LSD*

<b>Kelompok</b>	<b>HAp 200</b>	<b>DGHA III</b>	<b>DGHA II</b>
HAp 200	-	0,000 *	0,000 *
DGHA III	0,000 *	-	0,000 *
DGHA II	0,000 *	0,000 *	-

Perbedaan rerata kekuatan mekanis *scaffold* hidroksiapatit pada penelitian ini ditinjau dari bahan dasar hidroksiapatit yang digunakan. *Scaffold* hidroksiapatit komersial (HAp 200) memiliki kekuatan tekan yang lebih besar dibandingkan *scaffold* hidroksiapatit sintesis limbah *dental gypsum*. Menurut Shen & Kosmac (2014), Semakin kecil ukuran butir yang disinter, maka semakin kuat *scaffold* yang dihasilkan. Namun berdasarkan penelitian Ardhiyanto dkk (2015), *scaffold* hidroksiapatit komersial (HAp 200) mempunyai ukuran partikel lebih besar dibandingkan *scaffold* hidroksiapatit sintesis limbah *dental gypsum*. Meskipun demikian, ukuran partikel tidak selalu menjadi satu-satunya faktor penentu kekuatan tekan *scaffold*. Perbedaan kekuatan tekan ini dapat disebabkan oleh susunan partikel HA dimana *scaffold* hidroksiapatit komersial (HAp 200) memiliki susunan partikel yang lebih reguler dibandingkan *scaffold* hidroksiapatit sintesis *dental gypsum*. Melalui analisa SEM dapat dilihat struktur serbuk hidroksiapatit komersial (HAp 200) kristalinitasnya lebih teratur dibandingkan serbuk hidroksiapatit sintesis limbah *dental gypsum* yang cenderung tersusun tidak beraturan.

Struktur irregular yang tampak pada *scaffold* hidroksiapatit sintesis limbah *dental gypsum* dapat disebabkan oleh adanya *agglomerates*. *Agglomerates* merupakan gumpalan partikel yang ikatannya lemah dan kaya akan pori. *Agglomerates* membentuk susunan partikel yang tidak homogen selama proses *ceramic shaping*; keadaan ini nantinya akan berdampak pada terbentuknya *residual pores* dan penyusutan yang tidak merata pada keramik (Shen & Kosmac, 2014). Oleh karena itu, secara klinis meskipun partikel DGHA tipe II & III sebenarnya lebih kecil akan terlihat lebih besar dan kasar.

Kekuatan mekanis *scaffold* hidroksiapatit dipengaruhi langsung oleh adanya pori. Dalam penelitian ini konsentrasi dan ukuran porogen dikondisikan sama, sehingga pori yang dimaksud adalah pori internal partikel. Pori internal terbentuk akibat rusaknya ikatan kimia yang disebabkan

oleh ketidakmurnian HA dan distorsi lokal pada kristalit. Menurut uji karakteristik FTIR (*Fourier Transform Infra Red*) yang dilakukan oleh Ardhiyanto dkk (2015), masih ditemukan zat pengotor yaitu ion hidroksil ( $\text{OH}^-$ ) pada hidroksiapatit DG tipe II & III, dan ion karbonat ( $\text{CO}_3^{2-}$ ) pada hidroksiapatit DG tipe II. Ditemukannya zat pengotor dapat menyebabkan perbedaan kekuatan tekan antara *scaffold* hidroksiapatit komersial (HAp 200) dengan *scaffold* hidroksiapatit sintesis limbah *dental gypsum*. Ketidakmurnian akan membentuk *agglomerates* pada serbuk HA dan selama proses sintering. Sehingga meskipun zat pengotor akan hilang selama proses sintering, namun zat-zat ini akan meninggalkan kecacatan pada struktur internal *scaffold* berupa pori.

*Scaffold* hidroksiapatit sintesis limbah *dental gypsum* tipe III memiliki kekuatan tekan lebih besar dibandingkan *Scaffold* hidroksiapatit sintesis limbah *dental gypsum* tipe II. Perbedaan ini dihubungkan dengan ukuran butir serbuk hidroksiapatit yang digunakan. Menurut Ardhiyanto, dkk (2015) berdasarkan analisa SEM (*scanning electron microscopy*) yang dilakukan, partikel hidroksiapatit *dental gypsum* tipe III memiliki ukuran lebih kecil dan lebih padat dibandingkan partikel hidroksiapatit *dental gypsum* II, namun keduanya memiliki persamaan dalam bentuk dan susunan partikel yang irreguler.

Secara keseluruhan, *scaffold* hidroksiapatit komersial (HAp 200) dan *scaffold* hidroksiapatit sintesis limbah *dental gypsum* masih memiliki kekuatan tekan dibawah tulang normal. Dibandingkan tulang kanselus yang memiliki kekuatan tekan 2-12 MPa, rata-rata kekuatan tekan seluruh sampel masih dibawahnya. Lemahnya hasil kekuatan tekan pada penelitian ini dapat disebabkan oleh proses pembuatan *greenbody* terutama proses kompaksi. Proses kompaksi merupakan proses pemadatan serbuk dalam cetakan yang diberi gaya tekan, dimana semakin tinggi gaya tekan maka semakin tinggi pula densitas *greenbody* (Tontowi, 2008). Untuk butir berukuran *micron*, kompaksi dan komposisi material merupakan faktor yang dominan dibandingkan ukuran dan distribusi butir yang mempengaruhi densitas dan kekuatan *greenbody* (Suresh, *et al.*, 2015). Kekuatan tekan *greenbody* yang semakin meningkat seiring dengan peningkatan kompaksi berhubungan dengan jumlah kontak partikel yang semakin bertambah (Salam *et al.*, 1994). *Greenbody* dengan kepadatan tinggi akan menghasilkan *scaffold* dengan kekuatan tekan yang tinggi, dengan asumsi bahwa pori akan semakin berkurang karena kepadatan yang tinggi.

Selain proses kompaksi *greenbody*, hal lain yang perlu diperhatikan ialah proses persiapan serbuk. Dalam *advanced ceramic*, serbuk yang digunakan haruslah dalam kategori *fined grains* ( $1\mu\text{m} - 50\mu\text{m}$ ) dan homogeny. Kurangnya persiapan serbuk (contoh : pengayakan, penggilingan, filtrasi, sedimentasi) juga dapat berakibat terbentuknya *agglomerates*. *Agglomerates* akan memicu

terbentuknya pori yang berpengaruh langsung terhadap menurunnya kekuatan tekan *scaffold* hidroksiapatit (Shen & Kosmac, 2014).

Implantasi pada calvaria kelinci telah dilakukan untuk melihat kemampuan osteokonduktifitas *scaffold* hidroksiapatit dengan melihat jumlah osteoblas dan kepadatan kolagen. Akan tetapi penelitian masih berlangsung dikarenakan waktu pengamatan untuk melihat regenerasi tulang memerlukan waktu yang lama.

## **BAB 5. KESIMPULAN DAN SARAN**

Berdasarkan hasil penelitian dapat disimpulkan bahwa scaffold hidroksiapatit hasil sintesis limbah dental gipsum memiliki karakteristik gugus fungsional yang serupa dengan hidroksiapatit komersial, akan tetapi porositas yang dihasilkan masih kurang homogen serta memiliki kekuatan mekanis yang lebih rendah. Perlu dilakukan penelitian lebih lanjut mengenai degradasi secara *in vivo*, serta pembuatan scaffold hidroksiapatit dengan menggunakan bahan tambahan untuk meningkatkan karakteristik agar lebih biokompatibel dan memiliki kekuatan mekanis yang lebih baik.

## DAFTAR PUSTAKA

- Anusavice, Kenneth J, 2003, Phillips: Buku Ajar Ilmu Bahan Kedokteran Gigi, Jakarta, EGC
- Bronzino, J. D., 2006, Tissue Engineering and Artificial Organs, 3rd edition, CRC Press.
- Craig, R.G., Power, J.M., 2002, Restorative Dental Material, Edisi 11, Mosby Inc. St.Louis
- Furuta, S., Katsuki, H., Komarneni, S., 1998, *Porous Hydroxyapatite Monoliths from Gypsum Waste*, *J Mater Chem* 8: 2803-6
- Herliansyah, M.K., Muzafar, C., dan Tontowi, A.E., 2012, Natural Bioceramics Bone Graft: A Comparative Study of Calcite Hydroxyapatite, Gypsum Hydroxyapatite, Bovine Hydroxyapatite and Cuttlefish Shell Hydroxyapatite, *Proceedings of the Asia Pacific Industrial Engineering & Management Systems Conference 2012 V. Kachitvichyanukul, H.T. Luong, and R. Pitakaso Eds.* pp. 1137-1146.
- Katsuki, H., Furuta, S., Komarneni, S., 1999, *Microwave Versus Conventional-Hydrothermal Synthesis of Hydroxyapatite Crystals from Gypsum*, *J Am Ceram Soc* 87 (8):2257-9
- Lieberman J.R., dan Friedlaender G.E., 2005, Bone Regeneration and Repair: Biology and Clinical Applications, 1st edition, Humana Press, Totowa : New Jersey, p : 241-261.
- Ohtsuki M., 2009, Bone-grafting Materials Their Uses Advantages and Disadvantages, *The Journal of the American Dental Association*, Vol. 133.
- Peroos, S., Zhimei D., dan de Leeuw, N.H., 2006, A Computer Modelling Study Of The Uptake, Structure And Distribution Of Carbonate Defects In Hydroxy-Apatite, *Biomaterials*, 27, p : 2150–2161.
- Sedyono, J. dan Tontow, A.E., 2008 Proses Sintesis dan Karakterisasi FTIR Hidroksiapatit dari Gypsum Alam Kulon Progo, *MEDIA MESIN*, Vol. 9, No. 1, Januari 2008, 6 – 12
- Suzuki, Y., Matsuya, S., Udoh, K., Nakagawa, M., Tsukiyama, Y., Koyano, K., dan Ishikawa, K., 2005, Fabrication of Hydroxyapatite Block From Gypsum Block Based on  $(\text{NH}_4)_2 \text{HPO}_4$  Treatment, *Dental Material Journal*, 24 (4), p : 515-521.
- Rimondini, L., Nicolò, N-A., Milena, F., Gaetano G., Matilde, T., dan Giardino, R., 2004, In Vivo Experimental Study On Bone Regeneration In Critical Bone Defects Using An Injectable Biodegradable PLA/PGA Copolymer. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Patholog.* Bologna: Instituti Ortopedic Giardino.
- Rocha, J. H. G., Lemos, A. F., Kannan, S., Agathopoulos, S., Ferreira. J. M. F, Valerio, P., dan Oktar. F. N., 2005, *Scaffolds for Bone Restoration from Cuttlefish*, *Bone* 37, p : 850-857.
- Thomas, C. B. dan Burg, K. J. L, 2007, Tissue Engineered Bone Replacements Systems, *European Cells and Materials* Vol. 13. Suppl. 2.
- van Gaalen S, Kruyt M, Meijer G, Mistry A, Van Den Brucken J, Jansen J., De Groot K., Cancedda R., Olivo C., Yaszemski M., dan Dhert W., 2008, Tissue Engineering of The Bone, *Tissue Engineerring*, Blitterswijk, C (eds), Elsevier, San Diego, p : 560.

Zhu, W., Zhang, X., Wang, D., Lu, W., Y. Ou, Y. Han, K., Zhou, H., Liu, W., Feng, L., dan Zeng, Y., 2009, Experimental Study on the Conduction Function of Nano-Hydroxyapatite Artificial Bone, *Published in Micro & Nano Letters*, doi: 10.1049/mnl.0049