

PENGARUH PENAMBAHAN PATI JAGUNG PADA PEMBUATAN PROTOTIPE TULANG MENGGUNAKAN METODE STARCH CONSOLIDATION

Agung Prabowo¹, Ahmad Fadli², Komalasari²

¹ Mahasiswa Jurusan Teknik Kimia S1, ²Dosen Jurusan Teknik Kimia S1,
Fakultas Teknik, Universitas Riau

Kampus Binawidya Jl. HR Subrantas Km 12,5 Pekanbaru 28293

agung.prabowoagung@student.unri.ac.id

ABSTRACT

Hydroxyapatite (HA) is a crystalline molecule composed of phosphorus and calcium. One technique for fabricated porous HA is the starch consolidation method. The objective of this study was to determine the effect of starch addition on porous HA. The study was conducted by mixed HA as much as 20 grams with the amount of starch 8, 10, 12 and 14 grams of corn starch, and 25 ml of distilled water to form a slurry. The slurry formed is then stirred at 400 rpm. The mixture is then poured into a mould. Then the mixture in the mould was heated to 100°C for 60 minutes. After that, the green bodies are removed from the mould and dried in an oven at 80°C for 24 hours and 110°C for 8 hours. The dried sample is then put into the furnace. Combustion is carried out at a temperature of 600°C and ended with sintering at a temperature of 1250°C each for 1 hour. Increasing the addition of starch causes the greater of the shrinkage and porosity, and the density and bending strength is getting smaller. Sintered bodies show shrinkage in the range of 35.47–47.46%, porosity 22.0-37.75%, density 1.97-2.46 gr / cm³, bending strength 0.33-2.33 MPa and pores size obtained is in the range of 80-150 µm.

Keywords: bone replica; hydroxyapatite; porosity; starch

1. Pendahuluan

Tulang merupakan jaringan yang berfungsi sebagai rangka, penyokong dan pelindung organ tubuh serta sebagai penghubung antar otot sehingga memungkinkan terjadinya gerakan [Rivera-Munoz, 2011]. Kerusakan/cacat pada tulang mengakibatkan terganggunya fungsi tersebut sehingga tulang perlu diperbaiki. Dewasa ini, penggunaan *biomaterials* sebagai tulang implan merupakan salah satu alternatif yang telah banyak dikembangkan. *Biomaterials* merupakan material yang berfungsi mengembalikan dan meregenerasi jaringan hidup yang rusak [Park *et al.*, 2000].

Autograft, *allograft* dan *xenograft* adalah *biomaterials* yang umumnya digunakan untuk perbaikan dan penggantian jaringan tulang [Dumitrescu, 2011]. *Autograft* merupakan material yang

berasal dari bagian tubuh pasien sendiri. Hal ini mengakibatkan transplantasi *autograft* menjadi mudah dilakukan karena material dan jaringan yang akan diganti memiliki struktur yang sama. Ketersediaan dalam jumlah yang terbatas, rasa sakit yang ditimbulkan dan risiko kehilangan darah merupakan kelemahan dari *autograft* sehingga perlu adanya alternatif lain seperti *allograft* [Moore *et al.*, 2001]. *Allograft* merupakan *biomaterials* yang diperoleh dari individu lain dalam spesies yang sama [Dumitrescu, 2011]. Keunggulan *allograft* dibandingkan *autograft* adalah bahan baku tersedia dalam jumlah yang cukup, bentuk dan ukuran yang bervariasi serta tidak menimbulkan rasa sakit pada pasien. Risiko penularan penyakit menjadi kelemahan utama pada *allograft* [Moore *et al.*, 2001; Greenwald *et al.*, 2003]. Peluang

terjadinya penularan penyakit pada *allograft* dapat diatasi dengan *xenograft*. *Xenograft* merupakan *biomaterials* yang diperoleh dari spesies yang berbeda dan terutama berasal dari jaringan hewan. Kelemahan *xenograft* terletak pada adanya risiko penularan *retroviruses* dari hewan ke tubuh manusia [Dumitrescu, 2011]. Oleh karena itu, perlu adanya alternatif lain yang mampu mengatasi keterbatasan metode-metode sebelumnya, seperti penggunaan *biomaterials* sintetik. Salah satu *biomaterial* sintetik tersebut adalah Hidroksiapatit.

Hidroksiapatit (HA) merupakan komponen utama dari tulang, sifat-sifat ion kalsium (Ca^{2+}) pada hidroksiapatit dapat mengubah ion-ion logam berat yang beracun dan memiliki kemampuan yang cukup baik dalam menyerap unsur-unsur kimia organik dalam tubuh serta memiliki sifat biokompatibilitas dan bioaktivitas yang baik pula. Secara rinci William dan Elliot menyusun komposisi mineral enamel normal dalam jumlah terbesar yaitu Ca, P, CO_2 , Na, Mg, Cl dan K sedangkan dalam jumlah kecil yaitu F, Fe, Zn, Sr, Cu, Mn, Ag. Kalsium dan fosfat merupakan komponen anorganik yang penting, yang tersusun dalam hidroksiapatit. HA menunjukkan bioaktivitas yang sangat baik, biokompatibilitas, dan kuat tekan tinggi [Suryadi *et al*, 2011]. Hidroksiapatit (HA) telah digunakan sebagai *biocompatible* dan pengganti *osteoconductive* dalam bidang bedah *orthopedic* [Uchida *et al*, 1990]. Hidroksiapatit [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$] merupakan salah satu dari keramik *biocompatible* karena kemiripan fisika dan kimianya dengan mineral yang terkandung di dalam tulang dan gigi manusia. Hidroksiapatit secara termodinamikanya stabil bila bergabung dengan *calcium phosphat* di lihat dari pH, temperatur dan komposisi dari fisiologi fluida. Bubuk HA dapat di gunakan sebagai pemulihan terhadap kerusakan tulang, yang mana ia dengan mudah berpindah dari implan ke

tulang sehingga proses pemulihan jaringan tulang bisa lebih baik.

Tujuan dilakukannya penelitian ini adalah untuk menghasilkan prototipe tulang hewan sebagai persiapan pembuatan *graft* tulang sintetik manusia serta mengetahui pengaruh penambahan *starch* terhadap sifat fisika dan kimia replika tulang.

2. Metode Penelitian

2.1 Bahan Baku

Bahan baku penelitian terdiri dari bubuk hidroksiapatit (Lianyungang Kede Chemical Industry, CO., LTD), pati jagung (PT. Gandum Mas Kencana Tangerang-Indonesia), *Aquadest* (Brataco), HNO_3 (Merck, Jerman).

2.2 Peralatan Utama dan Penunjang

Alat utama yang digunakan dalam penelitian ini adalah *furnace* (Nabertherm, Jerman), oven, *stirrer*, pH meter, *stainless steel mould*, Densimeter MDS-300, Neraca analitik.

2.3 Variabel Penelitian

Variabel yang dilakukan dalam penelitian ini terbagi atas variabel tetap dan variabel berubah. Variabel tetap meliputi kecepatan pengaduk 400 rpm, *Aquadest* sebanyak 25 gram. Hidroksiapatit sebanyak 20 gram Sedangkan variabel berubah meliputi penambahan *starch* dari pati jagung sebanyak 8, 10, 12 dan 14 gram.

Tabel 1. Komposisi *Slurry* Pembuatan HA Berpori

Hidroksiapatit (gram)	<i>Starch</i> (gram)	<i>Aquadest</i> (gram)
20	8	25
20	10	25
20	12	25
20	14	25

2.4 Prosedur Penelitian

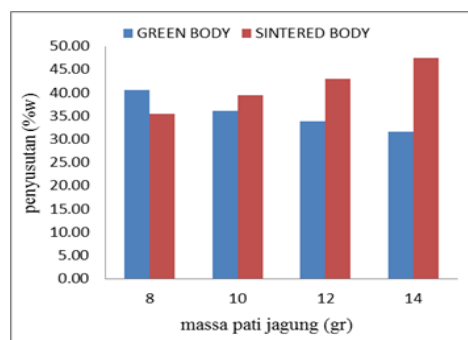
Penelitian ini dimulai dengan tahap persiapan pembentukan *slurry*. Pada tahap awal, 20 gr hidroksiapatit bubuk dicampurkan dengan 25 ml *aquadest* yang berfungsi sebagai pelarut, kemudian ditambahkan *starch* sebanyak 8 gram. *Starch* berfungsi sebagai pembentuk pori-pori. Kemudian *slurry* diaduk dengan kecepatan 400 rpm selama 1 jam. Campuran tersebut kemudian dicetak ke *mould* yang sebelumnya diolesi minyak sawit (PT. Multimas Nabati Asahan, Indonesia) sebagai pelumas. Campuran dalam *mould* dipanaskan pada suhu 100°C selama 1 jam. Setelah itu *green bodies* dilepas dari *mould* dan dikeringkan dalam oven pada 80°C selama 24 jam dan 120°C selama 8 jam. Sampel yang telah kering tersebut kemudian dimasukkan ke dalam *furnace*. Pembakaran dilakukan pada temperatur 600°C, diakhiri dengan *sintering* selama 1 jam dengan suhu 1250°C. Tahap berikutnya dilakukan dengan proses yang sama, tetapi dengan penambahan *starch* sebanyak 10, 12 dan 14 gram.

3. Hasil dan Pembahasan

3.1 Pengaruh Penambahan *Starch* Terhadap *Physical Properties* Pada HA Berpori.

3.1.1 Penyusutan (*Shrinkage*)

Penggunaan pati jagung sebagai *pore forming agent* juga memperlihatkan nilai penyusutan seperti yang terlihat pada Gambar 2 *Green bodies* hasil drying mengalami penyusutan dengan rentang antara 31,55-40,62%. Nilai penyusutan tertinggi terdapat pada penambahan pati jagung sebanyak 8 gram yaitu 40,62% sedangkan untuk nilai penyusutan terendah diperoleh pada sampel dengan penambahan pati jagung sebanyak 14 gram yaitu 31,55%.



Gambar 1. Hubungan penyusutan (*shrinkage*) terhadap penambahan pati jagung.

Sedangkan pada *Sintered bodies* mengalami penyusutan dengan rentang 35,40-47,46%. Nilai penyusutan tertinggi terdapat pada penambahan pati jagung sebanyak 14 gram yaitu 47,46% sedangkan untuk nilai penyusutan setelah *sintering* terjadi pada penambahan 8 gram pati jagung.

3.1.2 Densitas dan Porositas

Pengukuran nilai densitas sampel dilakukan dengan menggunakan alat Densimeter MDS-300. Densitas *scaffold* Hidroksiapatit menggunakan *mould* 3D diperoleh seperti pada Tabel 2. Berdasarkan Tabel 2 diperoleh nilai densitas yang berada pada range 1,97-2,46 gr/cm³ untuk *scaffold* pada penambahan pati jagung. Nilai densitas paling besar terdapat pada variasi dengan penambahan pati jagung sebanyak 8 gram yaitu 2,46 gr/cm³.

Hubungan Porositas *scaffold* Hidroksiapatit dengan penambahan *starch* menggunakan *mould* 3D diketahui mengalami kenaikan. Rentang porositas pada *scaffold* berkisar pada rentang nilai 22-37,75%.

Tabel 2. Densitas pada masing-masing Komposisi *Slurry* Pembuatan HA Berpori

Penambahan <i>Starch</i> (gram)	Densitas (gr/cm ³)
8	2,46
10	2,06
12	1,98
14	1,96

Porositas yang paling kecil terdapat pada penambahan *starch* sebanyak 8 gram pati jagung yaitu 22%, karena *starch* yang digunakan lebih sedikit dibandingkan penambahan *starch* 14 gram dengan menggunakan jumlah Hidroksiapatit yang sama yaitu 20 gram.

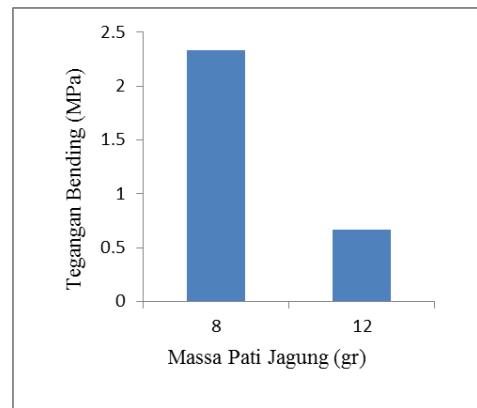
3.1.3 Kuat Tegangan Bending (*Bending Strength*)

Pada spesimen uji *scaffold* hidroksiapatit menggunakan pati jagung sebagai agen pembentuk pori diperoleh hasil uji bending dengan nilai beban maksimal yang dapat diterima oleh tiap sampel yang berada pada range 0,2-0,7 N. Dengan menggunakan persamaan 1 berikut:

$$\sigma = \frac{3 P L}{2 b d^2} \dots\dots\dots (1)$$

dapat dihitung nilai tegangan bending pada masing-masing sampel dalam satuan MPa dengan nilai ketebalan spesimen uji adalah 1,5 mm.

Nilai kekuatan tegangan bending yang terdapat pada sampel dengan menggunakan pati jagung sebagai agen pembentuk pori berada pada rentang 0,67 MPa – 2,33 MPa. Dimana nilai tegangan tertinggi terdapat pada sampel dengan penambahan massa pati jagung sebanyak 8 gram yaitu sebesar 2,33 MPa dan nilai pembebanan maksimal yang dapat diterima yaitu sebesar 0,7 N.



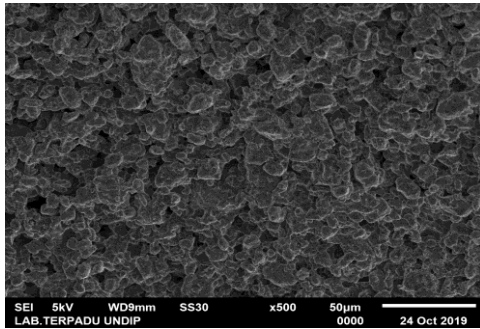
Gambar 2 Pengaruh penambahan pati jagung terhadap nilai tegangan bending.

Sedangkan nilai tegangan terendah terdapat pada sampel dengan penambahan pati jagung sebanyak 12 gram yaitu sebesar 0,67 MPa dengan nilai pembebanan maksimal yang dapat diterima oleh sampel yaitu sebesar 0,2 N. Nilai tegangan bending yang terdapat pada *scaffold* dengan penambahan pati jagung terjadi fluktuasi nilai yang diperoleh, pada penambahan 8 gram pati jagung hingga 12 gram pati jagung terjadi penurunan nilai tegangan bending sedangkan pada penambahan 14 gram terjadi kenaikan nilai tegangan bending dibandingkan pada penambahan 12 gram.

3.2. Analisa Morfologi Hidroksiapatit Berpori dengan Scanning Electron Microscopy.

Perbedaan komposisi dalam pembuatan *scaffold* hidroksiapatit mempengaruhi struktur pori keramik yang dihasilkan. Ukuran pori dihitung dengan melakukan analisa *digital imaging* dari gambar SEM setiap untuk sampel. Analisa dilakukan menggunakan bantuan *software* ImageJ 1.51j8. Proses Kenaikan temperatur *sintering* akan menyebabkan penyusutan volume semakin meningkat karena partikel semakin intensif berpindah. Tingginya penyusutan volume akan menyebabkan porositas menurun dan

mengecilkan ukuran pori di bodi keramik [Sopyan *et al*, 2012]. *Sintering* akan menyebabkan pori-pori yang merupakan sumber kekosongan (*void*) berpindah dari tengah ke luar permukaan pada saat proses *sintering* berlangsung, dan pada saat yang bersamaan partikel-partikel berpindah ke dalam bodi keramik.



Gambar 3. Morfologi hidroksiapatit *Scaffold* menggunakan pati jagung sebanyak 8 gram pada perbesaran 500x.

Diameter pori rata-rata yang dihasilkan pada penggunaan pati jagung sebagai *pore forming agent* dengan jumlah penambahan sebanyak 8 gram yaitu sebesar 80-150 μm .

4. Kesimpulan

Replika tulang berpori dengan bahan baku HA telah berhasil dibuat dengan menggunakan metode *starch consolidation*. Sifat fisik, sifat kimia dan sifat mekanik dari replika tulang yang dihasilkan dipengaruhi oleh penambahan pati jagung. Densitas *scaffold* hidroksiapatit berada pada rentang 1,97-2,46 gr/cm^3 . Porositas yang berkisar antara 21,99-37,75% dengan nilai tegangan pada 0,67-2,33 MPa.

Daftar Pustaka

Dumitrescu, A. L. (2011). Bone grafts and bone graft substitutes in periodontal therapy. *Chemicals in surgical periodontal therapy*, 73-144.

Greenwald, A. S., Boden, S. D., Goldberg, V. M., Khan, Y., Laurencin, C. T. & Rosier, R. N. (2003). Bone graft

substitutes: facts, fictions & applications. *American Academy of Orthopaedic Surgeon*: New Orleans.

Lyckfeldt, O., dan Ferreira, J. M. (1997). *Processing of Porous Ceramics by Starch Consolidation*, *Journal of European Ceramic Society*, 18: 131-140.

Mirthci, A. A., dan Lemaitre, J. (1990). *Calcium Phosphate Cements : Study of the β -Tricalcium Phosphate-Dicalcium Phosphate-Calcite Cements*, Universite Catholique de Louvain, Belgium.

Muntamah. (2011). *Sintesis dan Karakterisasi Hidroksiapatit dari Limbah Kulit Kerang Darah (Anadaragranosa,sp)*, Tesis, Pascasarjana, Institut Pertanian Bogor.

Moore, W. R., Graves, S. E., & Bain, G. I. (2001). Synthetic bone graft substitutes. *ANZ journal of surgery*, 71(6), 354-361.

Park, S. H., Llinás A., Goel, V. K. & Keller, J. C. (2000). *Hard tissue replacement*. The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino. Boca Raton: CRC Press LLC.

Prabhakaran, K., Melkeri, A., Gokhale, N. M. & Sharma S. C. (2007). Preparation of macroporous alumina ceramics using wheat particles as gelling and pore agent. *Ceramic International*, 33: 77-81.

Rivera-Munoz, E. M. (2011). Hydroxyapatite-based materials: synthesis and characterization, biomedical engineering-frontiers and challenges, Prof. Reza Fazel (Ed.). <http://www.intechopen.com>. ISBN: 978-953-307-309-5. Diakses 19 Februari 2019.

Sopyan, I., A. Fadli., & M. Mel. (2012). Porous alumina-hydroxyapatite composites through protein foaming-consolidation method. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 8: 86-98.

- Stuart, A.R., U.T. Gonzenbach., E. Tervoort., & L.J. Gauckler. (2006). Processing Routes to Macroporous Ceramics: A Review. *Journal of the American Ceramic Society*, 89 (6): 1771-1789.
- Suryadi. (2011). Sintesis dan karakteristik biomaterial hidroksiapatit dengan proses pengendapan kimia basah. Tesis. Universitas Indonesia. Depok.
- Uchida, A., Nade, S. M. L., McCartney, E. R. & Ching, W. (1984). The use of ceramics for bone-replacement-a comparative-study of 3 different porous ceramics. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 66B: 269-275