

PEMBUATAN TRIKALSIUM FOSFAT BERPORI MENGGUNAKAN METODE *PROTEIN FOAMING-STARCH CONSOLIDATION* DENGAN VARIASI RASIO BAHAN BAKU DALAM SLURRY DAN TEMPERATUR PENGERINGAN

Wan Elsa Novtari Adiani ¹, Ahmad Fadli ², Irdoni ²

¹ Mahasiswa Jurusan Teknik Kimia S1, ² Dosen Jurusan Teknik Kimia,
Fakultas Teknik, Universitas Riau
Kampus Binawidya Jl. HR Subrantas Km 12,5 Pekanbaru 28293
elsanovtari@ymail.com

ABSTRACT

Porous tricalcium phosphate has been widely used in the implantation of bone tissue. Protein foaming-consolidation method is a technique for production of porous tricalcium phosphate using egg white as pore creating agent. The purpose of this research was to investigate variation of the ratio of egg white in slurry and drying temperature effects on physical, and chemical of porous TCP by using protein foaming-consolidation method. This research was started by mixing 7 grams of TCP powder, 2 grams of starch, 1,5 grams Darvan 821A, with 5 grams of egg white, 7 grams of egg white and 9 grams of egg white. The slurries were stirred at 150 rpm for 3 hours. Then, the slurries were cast in a cylindrical stainless steel mold and heated at 180°C, 200°C, and 220°C for 1 hour. Subsequently, dried samples were demolded. Next, samples were burned at 600°C for an hour. For the final steps, samples were sintered at 1100°C for 2 hours. Number of egg white and drying temperature increased result in porosity increased and compressive strength of porous tricalcium phosphate decreased. This research resulted in porous TCP with 67,6%-78,13% porosity and the compressive strength was 0,14-1,4 MPa.

Keyword : compressive strength, egg white, porosity, tricalcium phosphate

1. Pendahuluan

Tulang adalah bagian terkeras didalam tubuh. Tulang memiliki struktur dan sifat mekanik yang unik sehingga tulang mampu untuk melindungi organ dalam, menghubungkan otot-otot, dan menggerakkan tubuh [Nordin dan Frankel, 1989]. Kerusakan pada tulang mengakibatkan terganggunya fungsi tubuh dan tulang perlu diperbaiki.

Perkembangan bidang kesehatan terhadap kebutuhan perbaikan tulang semakin meningkat. Berbagai upaya dikembangkan dalam rangka mencari bahan

alternatif yang baik, terjangkau masyarakat serta dapat menggantikan struktur jaringan yang hilang tanpa menimbulkan efek negatif. Usaha untuk melakukan perbaikan tulang semakin berkembang sehingga muncul bahan-bahan biomaterial. Biomaterial banyak digunakan untuk implan dalam tubuh [Park dkk, 2000].

Indonesia telah mengembangkan biomaterial alami yaitu menggunakan tulang murni sebagai material pengganti, seperti *allograft*, *xenograft*, dan *autograft* [Fadli dan Komalasari, 2013]. Material *allograft*

diperoleh dari tulang manusia lain baik yang masih hidup maupun yang sudah meninggal sedangkan *xenograft* diperoleh dari tulang spesies lain seperti tulang hewan. Penggunaan *allograft* dan *xenograft* dibatasi oleh respon imunologi ataupun kemungkinan suatu penyakit yang menyertainya. *Autograft* dilakukan dengan menggunakan tulang sehat bagian tubuh lainnya milik pasien yang bersangkutan. Terbatasnya jumlah massa tulang yang dapat diambil juga menjadi masalah pelaksanaan *autograft*. Sehingga biomaterial sintetik diharapkan dapat mengatasi limitasi *allograft*, *xenograft* maupun *autograft* [Sopyan dkk, 2007].

Syarat utama material yang akan digunakan di dalam tubuh adalah biokompabilitas, yaitu kemampuan dari material untuk bekerja selaras dengan tubuh tanpa menimbulkan efek terjadinya reaksi penolakan pada resipien. Trikalsium fosfat, *Tricalcium phosphate* (TCP) adalah biomaterial sintetik yang memiliki kemampuan untuk berinteraksi dengan jaringan tubuh manusia [Uchida dkk, 1984]. Jika dibandingkan dengan biomaterial lain seperti : alumina, zirkonia, dan HA, sifat kimia TCP mirip dengan fase mineral tulang [Ghosh dkk, 2008]. β -TCP merupakan biokeramik dengan sifat biokompabilitas yang baik dan dapat berperan dalam pertumbuhan dan regenerasi tulang [Uchida dkk, 1984]. Penggunaan TCP mempunyai beberapa keunggulan dibandingkan metode-metode sebelumnya. Pasca implantasi TCP dalam jaringan tulang, tidak terjadi penurunan volum dan perubahan morfologi serta mampu teradsorpsi dan menyatu baik dengan tulang [Oonishi dkk, 1997].

TCP berpori telah banyak digunakan dalam implantasi jaringan [Kalita dkk, 2007]. Pori pada keramik dapat dibentuk dengan berbagai metode, salah satunya adalah *protein foaming-starch consolidation method*. Metode ini berupa penambahan

protein sebagai pembentuk pori, *starch* sebagai pembentuk partikel, dan darvan 821 A sebagai dispersan [Fadli dan Komalasari, 2013]. Campuran tersebut kemudian di cetak ke dalam mold dan di keringkan di dalam oven dan dimasukkan ke dalam furnace untuk proses *burning* dan *sintering* [Sopyan dkk, 2012]. Pada proses pengeringan terjadi 3 tahapan proses yaitu *pre-heating*, *foaming* dan *stabilizing*.

2. Metode Penelitian

Bahan yang digunakan

Bahan baku penelitian meliputi bubuk TCP (Sigma Aldrich, Jerman). Putih telur yang telah diisolasi dari telur ayam lokal, tepung sagu (*starch*), Darvan 821 A (R.T. Vanderbilt, USA) dan Minyak goreng.

Alat yang dipakai

Alat utama yang digunakan dalam penelitian ini adalah *furnace* (Nabertherm, Jerman), *oven* (Cosmos, Indonesia), *magnetic stirrer* (Dragonlab, China), *stainless steel mold*, gelas beker, jangka sorong dan mistar.

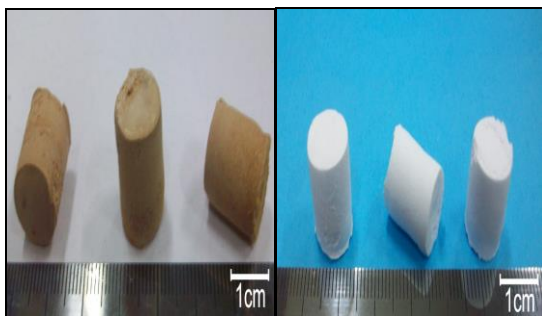
Prosedur Penelitian

Penelitian ini dimulai dengan persiapan *slurry*. *Slurry* berupa campuran 7 gr TCP, 2 gr *starch*, 1,5 gr Darvan 821 A dan 5 gr, 7 gr, serta 9 gr putih telur diaduk secara mekanik pada kecepatan 150 rpm selama 3 jam. Campuran tersebut kemudian dimasukkan ke dalam cetakan dan dipanaskan dalam *oven* dengan suhu 180°C, 200°C dan 220°C masing-masing selama 1 jam untuk proses *foaming*. Sebelum memasukkan *slurry* ke dalam cetakan, cetakan dilumasi dengan minyak goreng untuk mempermudah proses pelepasan dari mold serta mendapatkan kualitas permukaan sampel yang bagus. Sampel dilepas dari cetakan dan dibakar pada temperatur 600°C (laju pemanasan 10°C/menit) untuk

menghilangkan putih telur sehingga terbentuk pori di dalam *green bodies* dan diakhiri dengan sintering (laju pemanasan 2°C/menit) pada temperatur 1100°C selama 2 jam.

3. Hasil dan Pembahasan

Untuk mengetahui pengaruh temperatur pengeringan terhadap keramik berpori dilakukan variasi temperatur pengeringan 180°C, 200°C, dan 220°C. Setelah dilakukan proses pengeringan dari berbagai temperatur terjadi perubahan warna menjadi coklat tua ketika temperatur pengeringan semakin meningkat.

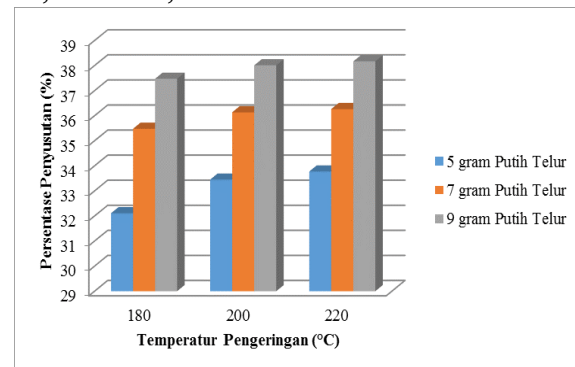


Gambar 1. *Green Bodies* dan *Porous Bodies*

Perubahan warna terjadi pada proses *sintering*, *green bodies* warna coklat menjadi warna putih. Hal ini disebabkan terjadi proses *burning* pada temperatur 600°C. Pada proses *burning* terjadi pembakaran putih telur, *starch* dan Darvan 821 A di dalam *green bodies*. Sehingga pada proses *sintering* menghasilkan TCP berpori dengan *porous bodies* berwarna putih.

Physical properties pada penelitian ini adalah persentase penyusutan, dan porositas. Setelah proses *sintering* pada temperatur 1100°C sampel mengalami penurunan volume (*shrinkage*). Penyusutan volume yang terjadi untuk sampel dengan komposisi putih telur 5 gram sebesar 32,11% - 33,77%, untuk sampel dengan komposisi putih telur 7 gram mengalami persentase penyusutan

sebesar 35,48% - 36,27%, dan untuk sampel dengan komposisi putih telur 9 gram mengalami persentase penyusutan sebesar 37,47% - 38,17%.



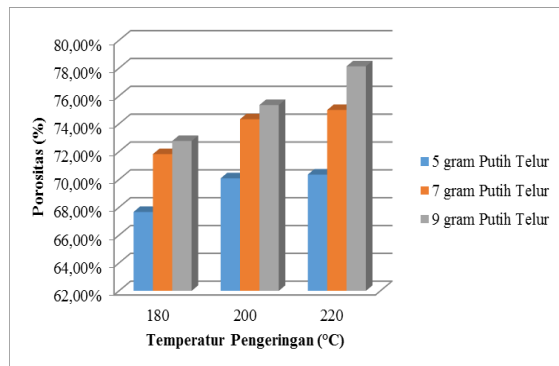
Gambar 2. Grafik Hubungan Persentase Penyusutan Terhadap Temperatur Pengeringan 180°C, 200°C, 220°C dengan Komposisi Putih Telur 5 gram, 7 gram, dan 9 gram

Pada Gambar 2 menunjukkan bahwa semakin meningkat jumlah putih telur maka semakin tinggi persentase penyusutan. Hal ini dikarenakan putih telur telah dihilangkan ketika proses *burning*. Partikel mula-mula menyebar dan membentuk kelompok serta berkontak. Terbakarnya putih telur akan meninggalkan pori pada dinding keramik. Pori akan menjadi ruang kosong yang bergerak dari pusat menuju permukaan luar bodi selama proses *sintering* dan pada saat yang sama partikel bergerak ke permukaan dalam dari bodi keramik. Pergerakan partikel menyebabkan penyusutan bodi [Fadli & Komalasari, 2013]. Sehingga semakin banyak jumlah putih telur yang digunakan maka semakin tinggi persentase penyusutan.

Penyusutan bodi keramik juga dipengaruhi oleh temperatur pengeringan. Semakin meningkat temperatur pengeringan maka semakin tinggi persentase penyusutan.

Pada Gambar 3 menunjukkan bahwa semakin banyak jumlah putih telur yang digunakan maka porositas semakin meningkat. Putih telur merupakan agen pembentuk pori sehingga semakin banyak

putih telur yang digunakan akan meningkatkan porositas.

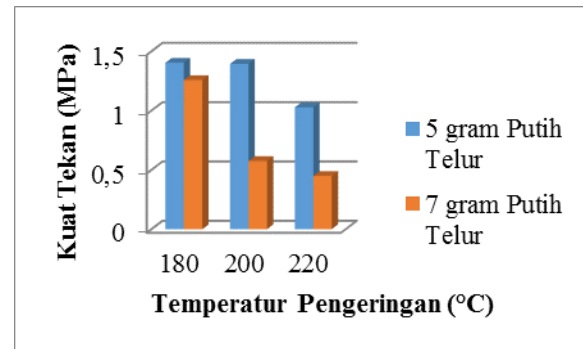


Gambar 3. Grafik Hubungan Porositas Terhadap Temperatur Pengeringan 180°C, 200°C, 220°C dengan Komposisi Putih Telur 5 gram, 7 gram, dan 9 gram

Selain itu semakin tinggi temperatur pengeringan menyebabkan porositas semakin meningkat. Pada temperatur pengeringan yang tinggi, *foaming capacity* akan semakin meningkat. Hal ini disebabkan oleh berkurangnya pori yang terbentuk dan porositas akan menurun [Fadli & Sopyan, 2009]. Pada Gambar 3 dihasilkan porositas TCP berpori pada rentang 67,7%-72,77% untuk 5 gram putih telur, 70,09%-75,35% untuk 7 gram putih telur, dan 70,36%-78,13% untuk 9 gram putih telur. Terdapat irisan antara grafik 7 gram putih telur dan 9 gram putih telur yang disebabkan oleh temperatur pengeringan yang berbeda dan ukuran pori yang tidak seragam.

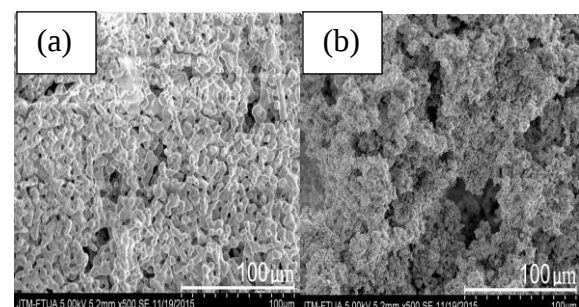
Mechanical properties dapat dilakukan dengan uji kuat tekan pada sampel TCP berpori. Dari Gambar 4 menunjukkan bahwa semakin banyak jumlah putih telur yang digunakan maka kuat tekan akan menurun. Hal ini disebabkan adanya kenaikan kapasitas *foaming* ketika putih telur semakin banyak. Kapasitas *foaming* yang tinggi akan menghasilkan ukuran pori yang besar dan porositas akan meningkat. Gibson & Asby [1988] menyatakan bahwa kuat tekan (*compressive strength*) keramik berpori akan berkurang seiring dengan kenaikan

porositas. Dan semakin tinggi temperatur pengeringan maka kuat tekan akan semakin menurun. Pada Gambar 4 dihasilkan kuat tekan TCP berpori pada rentang 1,03-1,4 MPa untuk 5 gram putih telur dan 0,45-1,26 MPa untuk 7 gram putih telur. Terdapat irisan dari beberapa nilai kuat tekan yang disebabkan oleh temperatur pengeringan dan ketebalan struts yang berbeda.



Gambar 4. Grafik Hubungan Kuat Tekan Terhadap Temperatur Pengeringan 180°C, 200°C, 220°C dengan Komposisi Putih Telur 5 gram dan 7 gram

Perbedaan temperatur pengeringan mempengaruhi mikrostruktur dari keramik berpori. Fadli & Sopyan [2011] menyatakan bahwa semakin meningkat temperatur pengeringan, maka ukuran pori semakin meningkat. Hal ini dikarenakan pengeringan pada temperatur rendah akan memperkecil kapasitas *foaming*.



Gambar 5. Mikrostruktur Sampel dengan Temperatur Pengeringan (a)200°C(b) 220°C

Pada Gambar 5b terlihat bahwa penyebaran pori lebih merata dan ukuran

pori lebih besar jika dibandingkan dengan 5a Pada temperatur pengeringan yang lebih tinggi, pori menyebar ke dinding pori yang kurang padat dan lebih tipis [Fadli & Sopyan, 2010].

4. Kesimpulan

TCP berpori telah berhasil dibuat dengan metode *protein foaming-starch consolidation* menggunakan putih telur sebagai pembentuk pori. Komposisi putih telur dan temperatur pengeringan berpengaruh terhadap sifat fisika dan tidak berpengaruh terhadap sifat kimia TCP berpori. Jumlah putih telur yang semakin banyak dan temperatur pengeringan yang semakin meningkat akan menyebabkan porositas semakin besar, densitas semakin kecil dan kuat tekan semakin kecil. TCP yang diperoleh memiliki porositas 67,7–72,77% untuk 5 gram putih telur, 70,09–75,35% untuk 7 gram putih telur, dan 70,36–78,13% untuk 9 gram putih telur. Kuat tekan yang dihasilkan 1,03–1,40 MPa untuk 5 gram putih telur dan 0,45–1,26 MPa untuk 7 gram putih telur.

Daftar Pustaka

Fadli, A., & Komalasari. (2013). Metode Pembuatan Komposit Berpori Menggunakan Cara Protein Foaming-Starch Consolidation. *Filling Paten Indonesia*, No. P00201304608.

Fadli, A., & Sopyan I. (2009). Preparation of Porous Alumina for Biomedical Applications through Protein Foaming-Consolidation Method. *Material Research Innovation*, 13(3), 327-329.

Fadli, A., & Sopyan I. (2010). Porous Alumina through Protein Foaming-Consolidation Method: Effect of Stirring Time and Drying Temperature on the Physical Properties. *Advanced Materials Research*, 93-94, 397-400.

Fadli, A., & Sopyan I. (2011). Porous ceramics with controllable properties prepared by protein foaming-consolidation method. *Journal of Porous Material*, 18, 195-203.

Gibson, L. J. & Asby, M. F. (1988). *Cellular solids structure and properties*. Pergamon Press.

Ghosh, S., Nandi S., Kundu B., Datta, S., De D. & Roy S. (2008). In vivo response of porous hydroxyapatite and β -tricalcium phosphate prepared by aqueous solution combustion method and comparison with bioglass scaffolds. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 86, 217-27.

Kalita, S., Bhardwaj A. & Bhatt H. (2007). Nanocrystalline calcium phosphate ceramics in biomedical engineering. *Material Science and Engineering: C*, 27, 441-449.

Nordin, M. & Frankel, V.H. (1989). Biomechanics of Bone. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* (2nd ed). United State: Lippincott Williams & Wilkins.

Oonishi, H., Kushitani S., Yasukawa E., Iwaki H., Hench L., Wilson J., Tsuji, E. & Sugihara, T. (1997). Particulate bioglass compared with hydroxyapatite as a bone graft substitute. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 334, 316-325.

Park, S., Llinás A., Goel V. & Keller J. (2000). Hard tissue replacement.. In: Bronzino. Boca Raton. *The Biomedical Engineering Handbook* 2nd Ed. CRC Press LLC.

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

Sopyan, Mel M., Ramesh S., & Khalid, K. (2007). Porous Hydroxyapatite for Artificial Bone Applications. *Science and Technology of Advanced Materials*, 8, 116-123.

Uchida, A., Nade S., McCartney E. & 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.