

ANALISA KARAKTERISTIK DAN SIFAT MEKANIK SCAFFOLD REKONSTRUKSI MANDIBULA DARI MATERIAL BIPHASIS CALSIUM PHOSPATE DENGAN PENGUAT CANGKANG KERANG SRIMPING DAN GELATIN MENGGUNAKAN METODE FUNCTIONALLY GRADED MATERIAL

Saifudin Ali Anwar^{1*}, Solechan²

¹Kedokteran Gigi-Fakultas kedokteran Gigi-Universitas Muhammadiyah Semarang
²Teknik Mesin-Fakultas Teknik- Universitas Muhammadiyah Semarang
Jl. Kedungmundu Raya no.18 Semarang 50273

*E-mail : bang_uddin@yahoo.com

Biomaterial adalah material dasar untuk pembuatan implant untuk memperbaiki atau mengganti bagian tulang yang rusak akibat terkena penyakit, kecelakaan atau trauma. Kasus kerusakan tulang diakibatkan penyakit khususnya tumor dibagian mandibula secara statistik pada mandibula 60%. Tumor mandibula berpotensi menimbulkan gangguan atau rusaknya tulang dan perlu dilakukan reseksi untuk mengambil bagian yang terinfeksi. Akibat reseksi perlu dilakukan rekonstruksi mandibula dengan menggunakan scaffold yang hilang secara perlahan-lahan (biodegerable) dan tergantikan sel-sel osteoblas yang menempel pada material untuk pembentuk tulang. Pembuatan scaffold rekonstruksi mandibula dari material biphasis calsium phospate dengan penguat cangkang kerang srimping dan gelatin menggunakan metode functionally graded material dapat meningkatkan kekuatan mekanis. Proses sintering menggunakan mesin pulsa electric current sintering. Prototype scaffold dengan memvariasikan komposisi kandungan material, penguat, tekanan, temperatur dan ketebalan. Pengujian scaffolds mulai uji ketangguhan retak, SEM, struktur Kristal, dan porositas. Hasil yang diperoleh setelah dilakukan pengujian ketangguhan retak dengan dengan 3 titik tekuk dengan retak tepi tunggal menggunakan mesin Instron 4204. Hasil yang optimal dimiliki oleh tipe Scaffolds 2/K dengan gaya tekan 6 kN, ketebalan penguat 1 mm, dan temperatur sintering 800oC sebesar 824 Pa. Kekuatan tekuk ini melebihi kekuatan scaffolds komersial yaitu sebesar 805 Pa. Pada struktur kristal terbentuk semi kristal pada scaffold berpenguat cangkang kerang dan gelatin pada tempertaur sintering 800oC memiliki sifat sulit terurai atau terdegradable. Hasil uji SEM untuk penguat gelatin memiliki pori-pori yang besar dan porositas yang tinggi dengan diameter porous $\pm 200 - 300 \mu\text{m}$. Penguat cangkang kerang pada pori-pori lebih kecil dan porisitas rendah diameter porous $\pm 80 - 150 \mu\text{m}$. Pada uji porositas yang paling optimal pada scaffolds tipe 2/G dengan ketebalan pengguat 0,5 mm pada temperature sintering 900oC. Scaffold berpenguat cangkang kerang srimping memiliki kekutan tekuk yang tinggi tetapi porositas rendah, sebaliknya berpenguat gelatin memiliki porositas tinggi tetapi kekuatan tekuk rendah.

Keyword: scaffold, mandibular, reinforced, srimping, biodegerable.

1. PENDAHULUAN

Masalah-masalah yang muncul bidang orthopedik semakin kompleks dan diperlukan penanganan khusus, baik dari segi teknologi maupun material dasar (Karel, 2009). Biomaterial adalah material dasar untuk pembuatan implant yang digunakan memperbaiki atau mengganti bagian tulang yang rusak akibat terkena penyakit, kecelakaan atau trauma (*Indonesia scientific services magazine*, 2005). Banyak kasus kerusakan tulang diakibatkan penyakit khususnya tumor dibagian mandibula. Secara statistik kejadian patah tulang rahang bawah (mandibula) 60%, tulang rahang atas (maxilla) 9%, tulang pipi 19% dan kombinasi ketiganya adalah 12% (Erol dkk, 2004). Tumor mandibula berpotensi menimbulkan gangguan atau rusaknya tulang dan perlu dilakukan reseksi untuk mengambil bagian yang terinfeksi. Ini mengakibatkan defek mulai dari celah pada tulang alveolus sampai dengan diskontinuitas tulang mandibula (Smith, 2006).

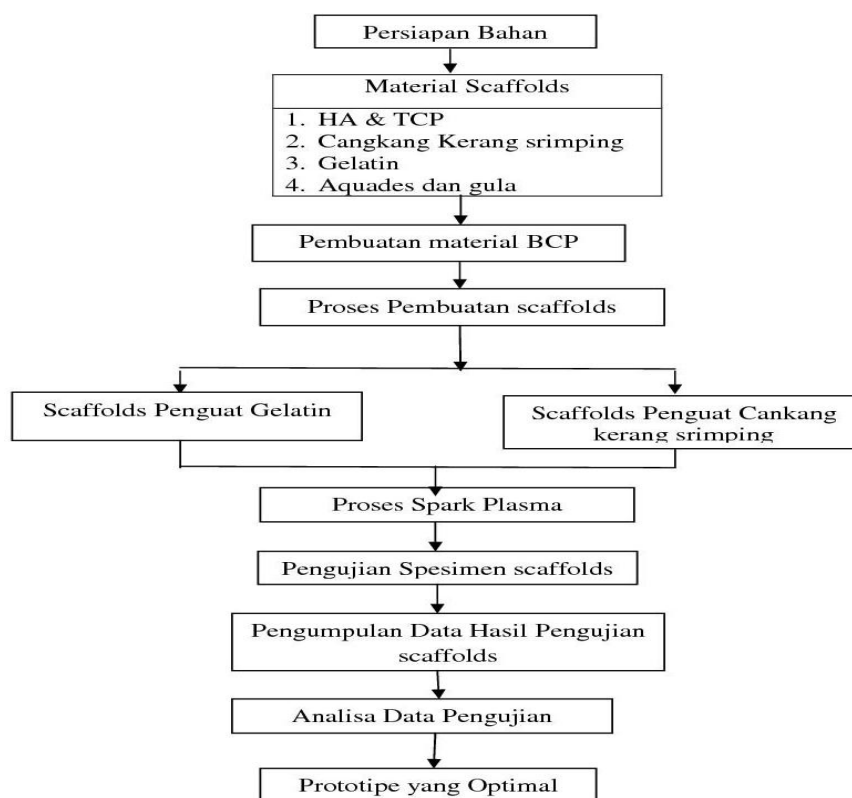
Akibat reseksi perlu dilakukan rekonstruksi mandibula dengan menggunakan scaffold yang hilang secara perlahan-lahan (*biodegerable*) dan tergantikan sel-sel osteoblas yang menempel pada material untuk pembentuk tulang (Singare S, 2004). Pembuatan scaffold harus presisi dan konsisten berkaitan dengan porositas, ukuran pori, distribusi pori dan interkoneksi antar pori (Salgado, 2004). Material scaffold kebanyakan dari keramik kalsium fosfat yaitu *biphasic calcium phosphate*

(BCP) yang terdiri 80% hidroksiapatit (HA) dan 20% trikalsium fosfat (β -TCP), tetapi kekurangan dari kekuatan mekanik yang rendah (Levin, 1975). Dibanding dengan *calcium sulfate*, *poly(lactide-co-glycolide)* (PLGA), *polyglycolide* (PGA) dan *polylactide* (PLA) untuk material BCP lebih baik kekuatan mekaniknya dan lebih biokompatibel dan biodegradable (Levin, 1975). Kekuatan mekanik yang rendah diperlukan material penguat (*reinforced*) yang memiliki sifat mekanik lebih tinggi.

Penggabungan dua material yang memiliki sifat yang berbeda dapat meningkatkan sifat mekanik material atau disebut dengan material komposit. Material penguat yang digunakan untuk prototype scaffold biasanya dari bahan alam termasuk kolagen, kitosan, tepung, chitin (binatang berkulit keras) dan serat sutra. Untuk kolagen dan chitin memiliki banyak kelebihan dari material lainnya dari segi kekuatan, keuletan, biokompatibel dan biodegradable (Bilotte, 2003). Dari pertimbangan diatas, diharapkan material komposit untuk scaffold rekonstruksi mandibula dengan teknik pembuatan *functionally graded material* (FGM) dari material *biphasic calcium phosphate* (BCP) dengan penguat *chitin* dari kulit kerang srimping menjadikan scaffold lebih kuat, ulet dan porous saat dipasang pada celah atau rongga akibat reseksi mandibula.

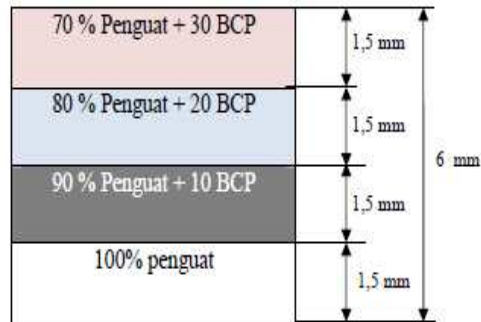
2. METODOLOGI

Untuk memperjelas penelitian, bisa dilihat pada diagram alur penelitian **Gambar 1**



Gambar 1. Diagram alur penelitian

Material serbuk biphasis calcium phosphate (BCP) dengan komposisi perbandingan yang memiliki sifat paling optimal, dimisalkan 80 % hidroxyapatit (HA) dan 20 % *tricalcium phosphate* (β -TCP), ukuran butir 10-20 μm . Sedangkan penguat yang digunakan yaitu kulit kerang srimping dan lembar gelatin. Benda uji dibuat dengan cetakan karbon berbentuk silindris, terdiri dari 4 lapis dengan ketebalan yang sama untuk tiap lapisnya (1,5 mm), tebal total spesimen implant tulang 6 mm. Komposisi (100 %) untuk lapisan paling bawah adalah penguat kulit kerang srimping atau lembar gelatin, lapisan kedua 90 % penguat + 10 % BCP, lapisan ketiga 80 % penguat + 20 % BCP dan lapisan paling atas 70 % penguat + 30 % BCP, seperti terlihat pada **Gambar 2**.



Gambar 2. Susunan benda uji *functionally grade material* (FGM)

Benda uji selanjutnya memasuki proses sintering dengan teknik *pulse electric current sintering* (SPS-511L, Japan) sampai mencapai suhu 800-900°C dengan laju pemanasan 110-130°C/menit dalam kondisi vakum. Gaya yang digunakan untuk menekan adalah 4-6 kN. Langkah-langkah pembuatan scaffolds diperlihatkan pada **Gambar 3**

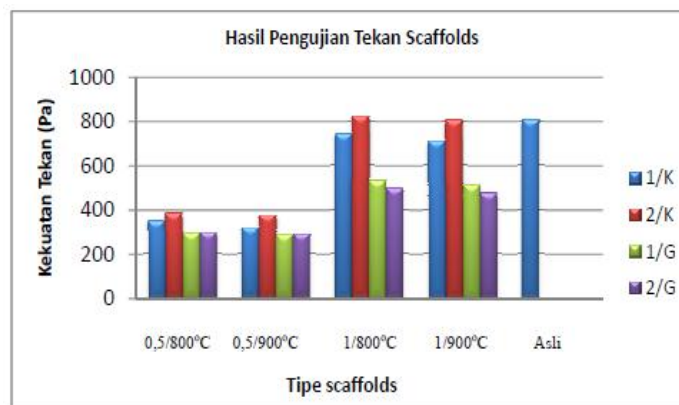


Gambar 3. Langkah-langkah pembuatan scaffolds

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

3.1 Pengujian Ketangguhan Retak atau tekan

Hasil dari produk dipotong berbentuk balok segi empat untuk pengujian ketangguhan retak (*fracture toughness*). Benda uji disiapkan untuk pengujian ketangguhan retak dengan 3 titik tekuk dengan retak tepi tunggal standar ASTM E-290. Pengujian ini dilaksanakan dengan menggunakan mesin Instron 4204 buatan Amerika Serikat. Retak awal (*initial crack*) disiapkan dengan menggunakan pemotong intan (*diamond cutter*) dengan ketebalan 0.1 mm pada lapisan dengan komposisi 70% penguat + 30% BCP. Dari data menampakkan tipe scaffolds tipe 1/K dan 1/G dengan ketebalan 0,5 mm dan 1 mm memiliki kekuatan paling rendah dibandingkan dengan 2/K dan 2/G. Kekuatan tekan paling rendah pada scaffolds tipe 1/K dengan ketebalan penguat 0,5 mm dan disintering suhu 900°C sebesar 320 Pa. Penyebab kekuatan tekan yang rendah dikarenakan pada scaffolds tipe 1/K dan 1/G menggunakan penguat satu layer pada susunan scaffolds. Penguat dalam komposit memiliki kekutan lebih tinggi dibandingkan matrik (Calister, 2003). Pengaruh temperatur sintering pada kekuatan tekan memiliki pengaruh yang kuat. Semakin tinggi temperatur sintering, kekuatatan tekan scaffolds akan rendah, dimana bisa dilihat pada **Gambar 4**. Ini berlaku pada semua tipesccaffolds baik pada ketebalan penguat 0,5 dan 1 mm.

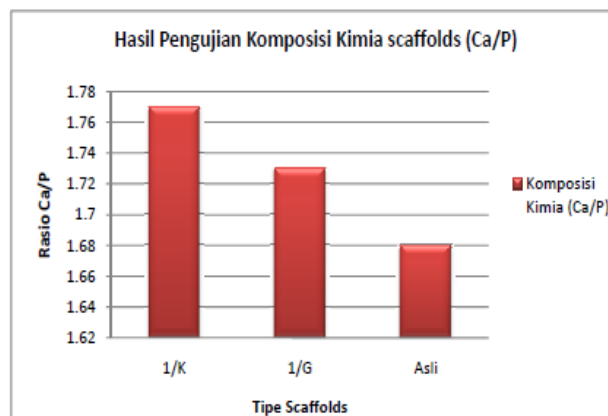


Gambar 4. Hasil pengujian tekan scaffold mandibular

Temperatur sintering yang tinggi mengakibatkan scaffolds semakin rapuh dan porous, disamping itu kekuatan ikatan antar partikel semakin lemah. Lemahnya ikatan partikel mengakibatkan scaffolds sangat getas, dan kekuatan tekan rendah. Tipe scaffolds mandibular yang memiliki kekuatan tekan paling baik dimiliki oleh tipe 2/K pada temperatur sintering 800°C sebesar 824 Pa. Kekuatan tekan scaffolds ini melebihi kekuatan tekan scaffold asli atau scaffolds pabrikan. Untuk kekuatan tekan scaffolds asli sebesar 806 Pa dan memiliki selisih dengan kekuatan scaffolds terbaik sebesar 18 Pa.

3.2 Uji Komposisi kimia

Komposisi kimia mengetahui kandungan scaffolds yang terkandung yaitu Ca dan P atau rasio Ca/P yang terbentuk. Sampel yang digunakan yaitu scaffolds tipe 1/K, 1/G, dan asli. Untuk scaffolds tipe 1/K, 1/G pada temperatur sintering 900°C. Terlihat dari hasil pengujian pada **Gambar 5**. Scaffolds tipe 1/K memiliki rasio Ca/P terbentuk 1,77 dan tipe 1/G untuk rasio Ca/P terbentuk 1,73. Untuk rasio ideal Ca/P sebesar 1,67 karena komponen utama tulang manusia merupakan kalsium fosfat yang paling stabil di bawah kondisi fisiologi normal dan dapat diterima oleh tubuh manusia (Narasaraju., 1996).



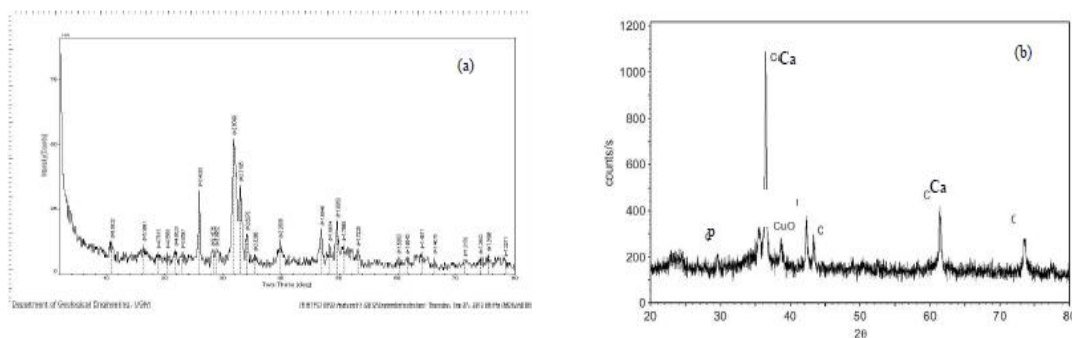
Gambar 5. Hasil pengujian komposisi kimia scaffolds

Kandungan scaffolds tipe 1/K dan 1/G memiliki kandungan kalsium (Ca) yang terlalu besar dibandingkan fosfor (P). Semakin tinggi rasio Ca/P akan memperlambat proses resorpsi atau penguaraian (Prabakaran, 2005). Material Biphasic calcium phosphates (BCP) lebih bisa mengontrol proses resorpsi dan substitusi biomaterial tulang. Keseimbangan fase lebih stabil HA dan TCP lebih mudah larut, memungkinkan untuk secara bertahap mengontrol pembubaran dalam tubuh, pembibitan pembentukan tulang baru seperti melepaskan ion kalsium (Ca^{2+} dan fosfat (PO_4^{3-}) ke dalam media biologis (Aoki., 1991). Pada scaffolds asli memiliki rasio Ca/P sebesar 1,67 atau ideal.

3.3 Uji X-Ray Diffractometer (XRD)

Dimensinya pengujian XRD yaitu lebar 5 mm dan tinggi 3 mm. Penembakan dilakukan di daerah lapisan ke lapisan, sehingga dapat mengidentifikasi jenis mineral yang terkandung dalam lapisan, baik secara total maupun khusus lapisan. Hasil pengujian sebuah sampel diprint-out dan dapat dicopy dengan perangkat pengcopy (flashdisk) untuk dapat diolah datanya dengan software lain semacam Origin-50.

Hasil pengujian dengan mesin X-Ray Diffractometer (XRD) untuk Scaffolds tipe 1/K dengan temperatur sintering 900°C memberikan difraktogram dengan puncak-puncak yang tajam dengan intensitas yang tinggi. Hal ini menandakan bahwa sampel telah berbentuk kristal dengan tingkat kristalinitas yang tinggi atau kristal yang sempurna, bagaimana ditampilkan pada **Gambar 6a**.

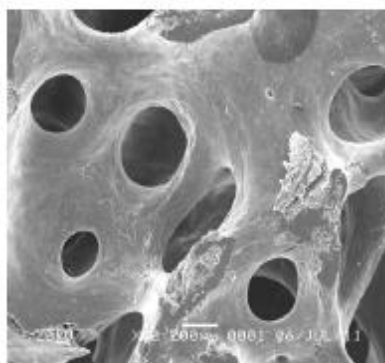


Gambar 6. Pola skala scaffolds uji XRD dengan temperatur sintering a). 900°C, dan b). 800°C

Trend kristalinitas sampel mengindikasikan bahwa temperatur menentukan proses kristalisasi bahan tersebut. Dari data tersebut juga dapat diketahui bahwa kalsinasi pada temperatur 900°C memberikan hasil yang terbaik, atau menunjukkan temperatur yang optimum. Kesamaan pola difraksi ini mengindikasikan bahwa sampel hasil kalsinasi berupa hidroksi apatit. Sedangkan untuk Scaffolds tipe 1/K dengan temperatur sintering 800°C memberikan difraktogram dengan puncak-puncak yang lebar dan intensitas yang rendah. Pola seperti ini menggambarkan bahwa sampel tersebut berfase semi kristal atau mempunyai kristalinitas yang masih rendah kalsinasi. Untuk hasil pengujian XRD pada temperatur 800°C ditampilkan pada **Gambar 6b**.

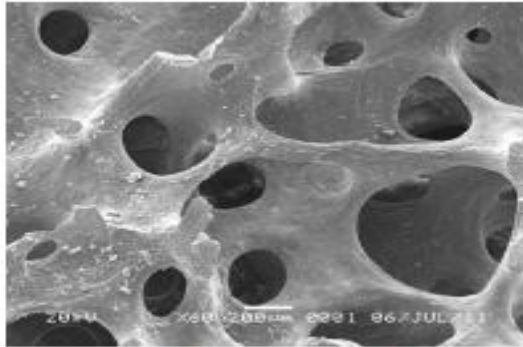
3.4 Uji SEM

Spesimen dipotong dengan lebar 5 mm dan tinggi 3 mm untuk mengetahui strukturmikro scaffold tulang mandibula. Posisi pemotretan pada daerah lapisan sehingga mewakili dari semua komposisi paduan sedangkan studi karakterisasi didaerah retakan, ukuran pori-pori dan interface antar lapisan untuk analisa hasil. Hasil uji SEM untuk strukturmikro scaffolds tipe 1/K pada temperatur sintering 800°C disajikan dalam **Gambar 7** dengan pembesaran 60x



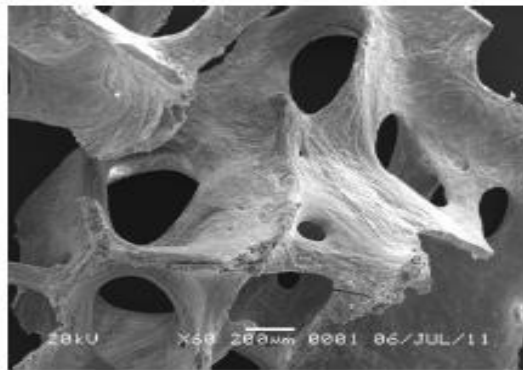
Gambar 7. Strukturmikro Scaffolds tipe 1/K pada temperatur 800°C dengan pembesaran 60x

Gambar 7 menunjukkan porous interkoneksi scaffolds mandibular. Diameter porous $\pm 150 - 200 \mu\text{m}$ pada permukaan pori-pori lubang scaffolds. **Gambar 8** menampilkan struktur mikro scaffolds tipe 1/K pada temperatur sintering 900°C dengan pembesaran 60x, dimana diameter porous lebih besar dari temperatur sintering 800°C yaitu $\pm 200 - 300 \mu\text{m}$, dikarenakan pada temperatur yang tinggi akan membuat kandungan Ca dan P menjadi hilang dan menjadikan diameter pori-pori menjadi lebih besar.



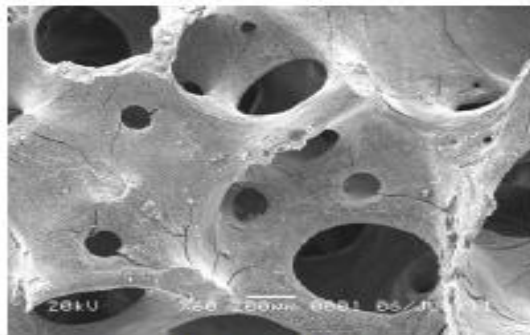
Gambar 8. Struktur mikro Scaffolds tipe 1/K temperatur sintering 900°C pembesaran 60x

Scaffolds tipe 1/G atau berpenguat gelatin pada temperatur sintering 800°C disajikan dalam **Gambar 9** dengan pembesaran 60x. Diameter porous $\pm 180 - 250 \mu\text{m}$. Permukaan dinding scaffolds lebih bersih dan cerah dibandingkan dengan berpenguat kulit kerang tetapi, kekuatan tekan pada penguat gelatin lebih rendah dan getas



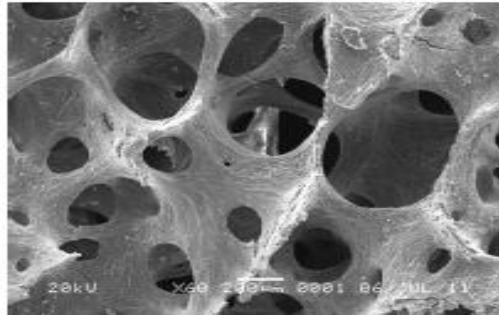
Gambar 9. Struktur mikro Scaffolds tipe 1/G temperatur sintering 800°C pembesaran 60x

Gambar 10 menampilkan struktur mikro scaffolds tipe 1/G pada temperatur sintering 900°C dengan pembesaran 60x, dimana memiliki diameter porous $\pm 250 - 350 \mu\text{m}$



Gambar 10. Struktur mikro Scaffolds tipe 1/G temperatur sintering 900°C pembesaran 60x

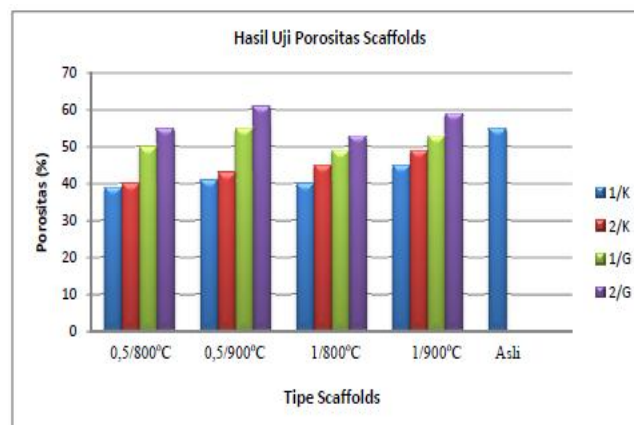
Struktur mikro scaffolds asli atau komersil ditampilkan pada **Gambar 11**. Scaffolds komersil akan dijadikan pembandingan pada penelitian ini. Diameter pori-pori scaffolds $\pm 200 - 300 \mu\text{m}$. Diameter pori-pori ini dimiliki oleh scaffolds tipe 1/G baik pada temperatur sintering 800°C maupun 900°C .



Gambar 11. Struktur mikro Scaffolds Asli pembesaran 60x

3.5 Uji porositas

Porositas scaffolds semakin tinggi semakin baik, tetapi akan mempengaruhi kekuatan mekanik atau kekuatan tekan. Pada porositas scaffolds semua tipe akan berpengaruh terhadap besarnya porositas, dimana bisa dilihat pada **Gambar 12**. Semakin tinggi dari temperatur sintering akan memperbesar porositasnya. Pada scaffolds tipe 1/K berpenguat kerang dengan ketebalan 0,5 pada temperatur sintering 800°C memiliki porositas paling rendah yaitu 39%, sedangkan suhu 900°C untuk porositas naik 41%. Dilihat dari grafik untuk scaffolds yang ideal sesuai dengan scaffolds asli yaitu porositas 55% dimiliki oleh scaffolds tipe 1/G temperatur sintering 900°C dan 2/G temperatur sintering 800°C . Scaffold yang porositasnya sangat tinggi dimiliki oleh scaffold 2/G pada temperatur sintering 900°C dan ketebalan penguat 1 mm yaitu 61 %.



Gambar 12. Hasil uji porositas scaffolds mandibular.

4. KESIMPULAN

Dari penelitian yang telah dilakukan maka bisa diambil kesimpulan sebagai berikut:

- (1) Bertambahnya temperatur sintering scaffold baik pada penguat gelatin maupun kerang srimpin akan menurunkan kekuatan tekan, tetapi meningkatkan prosentase porositas.
- (2) Rasio Ca/P mendekati ideal pada scaffold penguat gelatin dengan meningkatnya temperatur sintering
- (3) Ketebalan semakin tinggi akan meningkatkan kekuatan tekan.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Direktorat Jenderal Pendidikan Tinggi, Kementerian Pendidikan Nasional Republik Indonesia yang telah memberikan dana untuk Penelitian Dosen Pemula tahun anggaran 2013-2014.

DAFTAR PUSTAKA

- Albayrak O, El-Atwani O, Altintas S. (2008). Hydroxyapatite Coating on Titanium Substrate by Electrophoretic Deposition Method: Effects of Titanium Dioxide Inner Layer on Adhesion Strength and Hydroxyapatite Decomposition. *Surf Coatings Technol* 202: 2482-2487.
- Aoki H. (1991). *Science Medical Applications of Hydroxyapatite*. Tokyo: JAAS
- American Society for Testing and Materials E-290 Vol.2, (2002).
- Carle Foundation Hospital in January (2010).
- Dingman, R.O., and Natvig, P. (1964) *Surgery of Facial Fractures*. Philadelphia, Saunders.
- D. F. Williams, "Bone Engineering", 1st edition, Em squared, Toronto., (2008), p. 577.
- Departemen kelautan dan perikanan republic Indonesia, (2000)
- Encyclopædia Britannica Technical Support Site inc, (2007)
- Guarino V, Causa F, Ambrosio L, Bioactive Scaffold for bone and ligament tissue, *Expert Rev. Medical Devices* 2007;4(3): 405-418.
- Hench, L. L., "Bioceramics: From Concept to Clinic", *J. Am. Ceram. Soc.*, 74, 1487-1510, (1991).
- Indonesia scientific services magazine, Vo.1 No. 1 Agustus 2005.
- Joseph D . Bronzino (2003)., *The Biomedical Engineering Handbook*, Second Edition. 2 Volume Set.
- Javidi M et al. 2008. Electrophoretic Deposition of Natural Hydroxyapatite on Medical Grade 316L Stainless steel. *Mater Sci Eng C*. article in press.
- Jung Sang Cho and Chong-Pyong Chung., 2010 "Bioactivity and Osteoconductivity of Biphasic Calcium Phosphates" Vol. 1 (2011), Article ID D101129, 3 pages.
- Karel Balik., porous composite material with polyamide reinforcement and siloxane matrik with nano-hydroxyapatite as biomaterial. *Acta Research Reports*, No. 18, 43-51, 2009.
- Levin, M.P., Getter, L., and Cutright, D.E. A comparison of iliac marrow and biodegradable ceramic in periodontal defects. *J. Biomed. Mater. Res.* 9, 183, 1975
- Mitragotri S, Lahann J. Physical approaches to biomaterial design. *Nat Mater* 2009;8(1):15-23.
- Pierce JD, Pierce J, Stremming S, Fakhari M, Clancy RL (2007). The Role of Apoptosis in Respiratory Diseases. *Clinical Nurse Specialist*;21(1):22-8
- Prof. Black (1992) *IMN Biomaterials*, a professional consultancy in Biomaterials and Orthopaedic Engineering: B-367.
- Rezwan K, Chen QZ, Blaker JJ, Boccaccini AR. Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic composite Scaffold for bone tissue engineering. *Biomaterials* 2006; C-3431.
- Roshdy George S Barsoum 1997 *Smart Mater. Struct.* 6 117 doi:10.1088/0964-1726/6/1/014.
- Singare, S., Reece GP, (2004). Mandibular restoration in the cancer patient: microvascular surgery and implant prostheses. *Tex Dent J* ;109(6):23-6.
- Shihong Li, 2003, Macroporous Biphasic Calcium Phosphate Scaffold with High Permeability/Porosity Ratio. Volume 9, Number 3, Netherlands
- Stosic, S., Novakovic, M., Jovic, N., Mirkovic, Z., Bogeski, T., Loncarevic, S., Cvetinovic, M. (1997) Vascularized fibular graft in the reconstruction of posttraumatic mandibular defects. *Vojnosanitetski pregled*, 54(4 Suppl): 27-31..
- W. G. Billotte., (2003) "Ceramic Biomaterials," in *The Biomedical Engineering Handbook*, 2nd Edition, ed. by J. D. Bronzino, Washington, D. C., (CRC Press) pp.~38-1--38-33.
- W. Pompe, K. Flade, M. Gelinsky, B. Knepper-Nicolai, A. Reinstorf (2003): The role of osteocalcin in the remodeling of biomimetic hydroxyapatite-collagen materials for bone replacement. In: A. Deutsch, J. Howard, M. Falcke, W. Zimmermann (Eds.): *Function and regulation of cellular systems: experiments and models*, pp. 177-183. Birkhäuser, Basel.
- www.energyefficiencyasia.org ©UNEP 2006.