

Development of Implant Material from Powder Metallurgy

Ahmad Kafrawi Nasution^{1,*}, Aan Mardiansyah¹ dan Lega Putri Utami¹

¹Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Muhammadiyah - Riau

*Korespondensi: ahmadkafrawi@umri.ac.id

Abstrac. Implants metal-based usually made of 316L stainless steel, Co-Cr alloys, titanium and its alloys which have a high modulus of elasticity. The high modulus of elasticity from implants can lead to stress shielding effects and suppress the regeneration of bones. Porous material implants with powder metallurgy method area developed to avoid the effects of stress shielding. The purpose of this study was to produce material with a low modulus of elasticity (approaching modulus of elasticity of human bones). In this study, the powder used is iron with low carbon content with the size of 300 Mesh. The compaction pressure variations were 10.3 MPa (1500 Psi), 13.8 MPa (2000 Psi) and 17.2 MPa (2500 Psi) and the sintering process at temperature 1000 °C without vacuum. Evaluation of mechanical properties (modulus of elasticity) was performed by compression testing accordance with the ASTM E9 standard, followed by porosity measurement by means of microstructure analysis as well as density measurements. The experimental results show compaction pressure of 17.2 MPa (2500 Psi) and sinter temperature of 1000 °C without vacuum, produce materials with a low modulus of elasticity.

Abstrak. Implan berbasis logam lazimnya terbuat dari baja tahan karat 316 L, paduan Co-Cr, titanium dan paduannya yang memiliki modulus elastisitas yang tinggi. Tingginya modulus elastisitas implan dapat menyebabkan terjadinya efek *stress shielding* dan menekan regenerasi pada tulang. Untuk menghindari efek *stress shielding* dilakukan pengembangan material implan berpori dengan metoda metalurgi serbuk. Tujuan dari penelitian ini untuk menghasilkan material dengan modulus elastisitas yang rendah (mendekati modulus elastisitas tulang manusia). Pada penelitian ini serbuk yang digunakan adalah besi dengan kadar karbon rendah dengan ukuran 300 Mesh. Variasi tekanan kompaksi adalah 10.3 MPa (1500 Psi), 13.8 MPa (2000 Psi) dan 17.2 MPa (2500 Psi) serta proses sinter dilakukan pada temperatur 1000 °C tanpa vakum. Evaluasi sifat mekanik (modulus elastisitas) dilakukan melalui uji tekan mengikuti standar ASTM E9, dilanjutkan pengukuran porositas melalui analisis struktur mikro serta pengukuran densitas. Hasil percobaan menunjukkan tekanan kompaksi 17.2 MPa (2500 Psi) dan temperatur sinter 1000 °C tanpa vakum menghasilkan material dengan modulus elastisitas yang rendah.

Kata kunci: serbuk metalurgi, modulus elastisitas, stress shielding, implan logam

© 2017. BKSTM-Indonesia. All rights reserved

Pendahuluan

Implan berbasis logam lazimnya terbuat dari baja tahan karat 316 L, paduan Co-Cr, titanium dan paduannya [1, 2] yang memiliki modulus elastisitas yang tinggi. Modulus elastisitas dari baja tahan karat yang paling banyak digunakan untuk perangkat implan dan paduan Co-Cr, masing-masing sekitar 180 GPa dan 210 GPa [3]. Sedangkan titanium dan paduannya yang banyak digunakan untuk perangkat implan, memiliki modulus elastisitas sekitar 110 GPa [4]. Namun, nilai ini masih lebih tinggi dari pada tulang manusia, yaitu 10-30 GPa [5].

Modulus elastisitas implan yang lebih tinggi dari pada tulang manusia dapat menyebabkab terjadinya efek tegangan pelindung (*stress shielding*) dan menekan regenerasi tulang [6]. Hal ini disebabkan distribusi beban yang terputus dari tulang ke implan ataupun sebaliknya, yang disebabkan oleh perbedaan

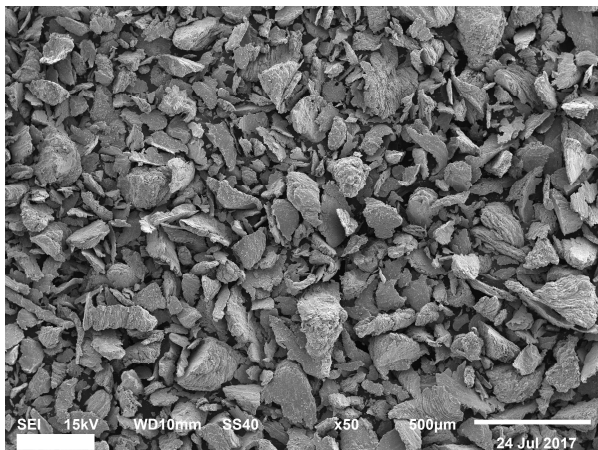
an modulus elastisitas [7]. Fouad (2010) menjelaskan bahwa dengan memodifikasi material implan dapat mengurangi *stress shielding* [8]. Oleh karena itu, pada penelitian ini dilakukan pengembangan material implan berpori dengan metoda metalurgi serbuk untuk mendapatkan modulus elastisitas yang rendah guna menghindari efek *stress shielding*.

Metode Penelitian

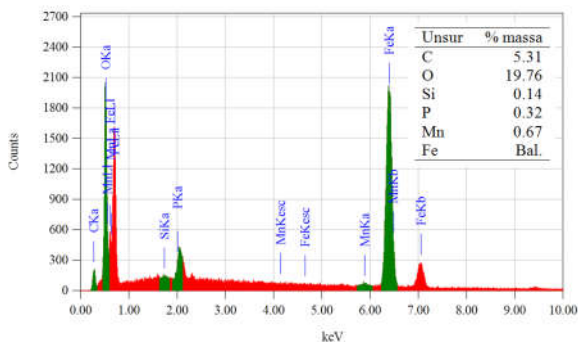
Penelitian ini menggunakan metode eksperimental dengan menggunakan material serbuk dengan ukuran 51-69 µm atau partikel serbuk dari ayakan 300 mesh. Variasi tekanan kompaksi dilakukan pada tekanan 1500 Psi (10.3 MPa) = sampel A, 2000 Psi (13.8 MPa) = sampel B dan 2500 Psi (17.2 MPa) = sampel C. Proses sinter dilakukan pada temperatur 1000 °C (10°C/min) tanpa vakum dan ditahan selama 1 jam di dalam *furnace*. Proses pendi-

nginan dilakukan di dalam furnace hingga temperatur kamar.

Investigasi untuk morfologi dan komposisi unsur sampel menggunakan mikroskop elektron (JEOL JED 2300, Jerman) yang dilengkapi dengan spektrometer sinar-X (EDS, JEOL JED 2300, Jerman), sebagaimana hasilnya ditampilkan pada gambar 1 dan 2. Sifat mekanik dari sampel ditentukan oleh pengujian kompresi uniaksial sesuai standar ASTM E9 [9]. Lima sampel dengan dimensi $15\text{mm} \times 5\text{mm} \times 2.4\text{mm}$ dari masing-masing kategori dikompres menggunakan mesin uji universal (Gotech GT-7001-LC30, Taiwan).



Gambar 1. Ukuran serbuk logam



Gambar 2. Hasil EDX serbuk logam

Pengukuran porositas dilakukan berdasarkan gambar struktur mikro yang didapat dari sampel A, B dan C. Untuk mengukur besaran porositas menggunakan persamaan Tomkeieff [10]:

$$L_2 = \frac{\pi \cdot A_\alpha}{(L_p)_\alpha} \quad (1)$$

Sedangkan untuk seluruh pengukuran densitas dilakukan sesuai dengan prinsip Archimedes seperti yang dijelaskan dalam standar ASTM B962 [11].

Hasil dan Pembahasan

Hasil uji tekan ditunjukkan pada tabel 1. Dari tabel 1 dapat dilihat bahwa nilai rata-rata pengujian kuat tekan (*compressive strength*) meningkat de-

ngan meningkatnya tekanan kompaksi. Nilai kekuatan tertinggi diperoleh dari sampel C dengan tekanan kompaksi 2500 Psi yaitu sebesar 101.7 ± 12.3 MPa dan nilai kekuatan terendah diperoleh dari sampel A dengan tekanan kompaksi 1500 Psi yaitu sebesar 64.8 ± 3.4 . Sedangkan untuk nilai modulus elastisitas pada ketiga sampel juga meningkat dengan meningkatnya tekanan kompaksi. Nilai modulus elastisitas diperoleh mulai dari 2.3 GPa hingga 5.7 GPa. Agar tidak terjadi efek *stress shielding* dengan perbedaan yang tidak terlalu jauh antara modulus elastisitas implan dan tulang manusia maka diambil yang mendekati yaitu sebesar 5.7 GPa.

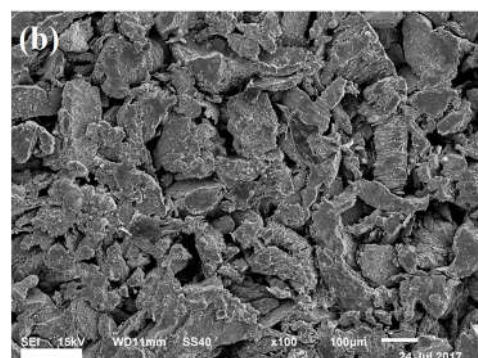
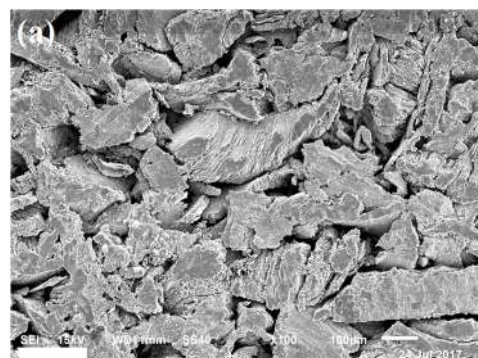
Tabel 1. Sifat mekanik dari material uji tekan

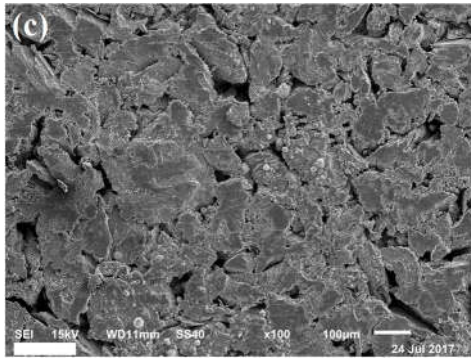
Sampel	Kekuatan tekan (MPa)	Modulus elastisitas, E (GPa)
A (1500 Psi)	64.8 ± 3.4	2.3 ± 0.1
B (2000 Psi)	87.3 ± 0.9	3.2 ± 1.0
C (2500 Psi)	101.7 ± 12.3	5.7 ± 1.1

Tabel 2 menunjukkan luas porositas yang menurun dengan meningkatnya tekanan kompaksi dari $273.7 \pm 44.8 \mu\text{m}$ menuju $83.9 \pm 19.3 \mu\text{m}$. Gambar 3 memperlihatkan gambar struktur mikro dari masing masing tekanan kompaksi.

Tabel 2. Hasil pengukuran porositas

Sampel	Luas porositas (μm)	Porositas (%)
A (1500 Psi)	273.7 ± 44.8	0.43 ± 0.1
B (2000 Psi)	114.4 ± 19.3	0.18 ± 0.1
C (2500 Psi)	83.9 ± 19.3	0.13 ± 0.1





Gambar 3. (a) Struktur mikro dari sampel dengan tekanan kompaksi 1500 Psi, (b) sampel dengan tekanan kompaksi 2000 Psi dan (c) sampel dengan tekanan kompaksi 2500 Psi

Porositas pada implan terdegradasi memiliki dua keuntungan di antaranya: i) masih diperlukan untuk perbaikan dan regenerasi tulang [12] dan ii) porositas juga berguna untuk memperluas permukaan agar mempercepat laju korosi dari material terdegradasi.

Hasil pengukuran densitas yang ditampilkan pada tabel 3. Dari data pengukuran juga terlihat peningkatan akibat tekanan kompaksi dari $4.52 \pm 0.1 \text{ g/cm}^3$ hingga $4.67 \pm 0.1 \text{ g/cm}^3$. Nilai di atas tidak terlalu signifikan jika dibandingkan sampel A, B dan C. Seluruh nilai densitas masih di bawah dari nilai densitas besi yaitu sebesar 7.87 g/cm^3 [13] sehingga implan yang akan dibuat nantinya akan ringan. Nilai densitas ini juga digunakan untuk analisis lebih lanjut seperti untuk penentuan laju korosi material.

Tabel 3. Hasil penentuan densitas

Sampel	Densitas (g/cm^3)
A (1500 Psi)	4.52 ± 0.1
B (2000 Psi)	4.55 ± 0.1
C (2500 Psi)	4.67 ± 0.1

Kesimpulan

Dari ketiga sampel maka didapat sampel A yang memiliki kekuatan tekan yang tinggi yaitu sebesar $101.7 \pm 12.3 \text{ MPa}$ dan modulus elastisitas sebesar $5.7 \pm 1.1 \text{ GPa}$. Dengan luas porositas seluas $83.9 \pm 19.3 \mu\text{m}$ ($0.13 \pm 0.1\%$) dan dengan densitas sebesar $4.67 \pm 0.1 \text{ g/cm}^3$.

Ucapan Terimakasih

Seluruh penulis mengucapkan terimakasih kepada Lembaga Penelitian dan Pengabdian Kepada Masyarakat Universitas Muhammadiyah Riau. Pada kesempatan ini juga, penulis mengucapkan terima kasih kepada Kemenristekdikti, Direktorat Jenderal Penguatan Riset dan Pengembangan melalui Direktorat Riset dan Pengabdian kepada Masyarakat

(DRPM) yang telah membiayai kegiatan penelitian ini melalui Skim PUPT Tahun Anggaran 2017 sesuai dengan nomor kontrak penelitian: 016/KONTRAK-PENELITIAN/K10/KM/2017.

Referensi

- [1] H. Hermawan, H. Alamdari, D. Mantovani, and D. Dubé, "Iron-manganese: New class of metallic degradable biomaterials prepared by powder metallurgy," *Powder Metallurgy*, vol. 51, pp. 38-45, 2008.
- [2] A.K. Nasution and H. Hermawan, "Degradable Biomaterials for Temporary Medical Implants," in *Biomaterials and Medical Devices: A Perspective from an Emerging Country*, F. Mahyudin and H. Hermawan, Eds., ed Cham: Springer International Publishing, 2016, pp. 127-160.
- [3] M. Niinomi, "Recent metallic materials for biomedical applications," *Metallurgical and Materials Transactions A*, vol. 33, pp. 477-486, 2002/03/01 2002.
- [4] M. Niinomi and M. Nakai, "Titanium-Based Biomaterials for Preventing Stress Shielding between Implant Devices and Bone," *International Journal of Biomaterials*, vol. 2011, p. 10, 2011.
- [5] M. Niinomi, "Mechanical properties of biomedical titanium alloys," *Materials Science and Engineering: A*, vol. 243, pp. 231-236, 1998/03/15/ 1998.
- [6] J. Čapek, D. Vojtěch, and A. Oborná, "Microstructural and mechanical properties of biodegradable iron foam prepared by powder metallurgy," *Materials & Design*, vol. 83, pp. 468-482, 10/15/ 2015.
- [7] A. Arifin, A. B. Sulong, N. Muhamad, J. Syarif, and M. I. Ramli, "Material processing of hydroxyapatite and titanium alloy (HA/Ti) composite as implant materials using powder metallurgy: A review," *Materials & Design*, vol. 55, pp. 165-175, 2014/03/01/ 2014.
- [8] H. Fouad, "Effects of the bone-plate material and the presence of a gap between the fractured bone and plate on the predicted stresses at the fractured bone," *Medical Engineering & Physics*, vol. 32, pp. 783-789, 2010.
- [9] ASTM E9, "Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature," ed. West Conshohocken-Philadelphia: ASTM International, 2009.

- [10] E.E. Underwood, "Quantitative Metallography," in *Metallography and Microstructures ASM Handbook Vol. 9*, vol. 9, ed Materials Park, Ohio: ASM International, 1993.
- [11] ASTM B962, "Standard Test Methods for Density of Compacted or Sintered Powder Metallurgy (PM) Products Using Archimedes' Principle," ed. West Conshohocken-Philadelphia: ASTM International, 2013.
- [12] A.P. Md. Saad, N. Jasmawati, M. N. Harun, M. R. Abdul Kadir, H. Nur, H. Hermawan, *et al.*, "Dynamic degradation of porous magnesium under a simulated environment of human cancellous bone," *Corrosion Science*, vol. 112, pp. 495-506, 11// 2016.
- [13] M. Dehestani, E. Adolfsson, and L. A. Stanciu, "Mechanical properties and corrosion behavior of powder metallurgy iron-hydroxyapatite composites for biodegradable implant applications," *Materials & Design*, vol. 109, pp. 556-569, 2016/11/05/ 2016.