

Pengaruh Ukuran Serbuk Terhadap Sifat Mekanik dan Fisik Magnesium Berpori Hasil Kompaksi-Sintering Untuk Aplikasi Scaffold Tulang Mampu Terdegradasi

Rizal Adi Saputra¹, Yanuar Burhanudin¹,
Mahruri Arif Wicaksono¹, Hadi Nur², Irza Sukmana¹

¹Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung

Jl. Prof. Sumantri Brojonegoro, No.1, Kota Bandar Lampung 35145, Indonesia

²Ibnu Sina Institute, Universiti Teknologi Malaysia, UTM Johor Bahru, Skudai, Malaysia

Email: irza.sukmana@gmail.com

Abstract

Natural disasters, accidents and aging can cause bone fractures and bone loss. One technique for healing broken bones (bone defect) is to imply artificial bone structure or bone scaffold that can initiate the growth of new bone tissue. Bone scaffold for application for porous bone (cancellous bone) located on the inside of the bone structure. In this study, it was tested the effect of magnesium powder size combined with titanium pieces as a buffer material (titanium pieces space holder) on the quality of porous magnesium products for bone scaffold applications. Titanium (Ti) pieces are prepared in random sizes and come from pure titanium wire pieces to be mixed with Magnesium (Mg) powder with sizes of 100, 200, and 250 μ m. The mixture of ingredients is then compacted and heated (sintering) using a squeeze casting to get the magnesium base material. The porous Mg structure is produced through the process of degradation of Ti pieces in a hydrofluoric acid (HF) solution to form a pore structure on the Mg material. The results of physics and mechanics tests showed that the larger Mg powder size, the more even distribution of Ti pieces was distributed, thereby increasing the quality of porous magnesium products.

Keywords: Porous magnesium, bone scaffold, compacting-sintering, squeeze casting

Abstrak

Bencana alam, kecelakaan lalu-lintas dan penuaan dapat menjadi penyebab tulang patah (bone fracture) dan keropos tulang. Salah satu teknik penyembuhan tulang yang rusak (bone defect) adalah dengan mengimplankan struktur tulang buatan atau skafol tulang yang dapat menginisiasi pertumbuhan jaringan tulang baru. Bone scaffold untuk aplikasi kerusakan tulang berpori (cancellous bone) yang terletak di bagian dalam struktur tulang. Dalam penelitian ini, diujikan pengaruh ukuran serbuk magnesium yang dipadukan dengan potongan titanium sebagai material penyangga (titanium pieces space holder) terhadap kualitas produk magnesium berpori untuk aplikasi skafol tulang. Titanium (Ti) pieces disiapkan dalam ukuran campur (random) dan berasal dari potongan kawat titanium murni (pure titanium wire) untuk dicampurkan dengan serbuk Magnesium (Mg) dengan ukuran 100, 200, dan 250 μ m. Campuran bahan tersebut kemudian dikompaksi dan dipanaskan (sintering) menggunakan alat squeeze casting untuk mendapatkan bahan dasar magnesium. Struktur Mg berpori dihasilkan melalui proses degradasi potongan Ti dalam larutan asam hidrofleurik (hydrofluoric acid, HF) sehingga terbentuk sruktur pori pada bahan Mg. Hasil pengujian fisika dan mekanika menunjukkan semakin besar ukuran serbuk Mg, akan menghasilkan sebaran potongan Ti yang semakin merata sehingga meningkatkan kualitas produk magnesium berpori.

Kata kunci: Magnesium berpori, skafol tulang, kompaksi-sintering, squeeze casting

PENDAHULUAN

Bencana alam, kecelakaan lalu-lintas dan faktor penuaan dapat menjadi penyebab patah tulang (bone fracture), retak tulang dan pengkeroposan tulang. Salah satu teknik penyembuhan tulang yang rusak (bone defect) adalah dengan mengimplankan struktur tulang buatan atau skafol tulang yang dapat menginisiasi pertumbuhan jaringan tulang baru dan untuk membantu menopang tulang agar dapat berfungsi kembali. Bone scaffold ditujukan khusus untuk implantasi pada bagian tulang berongga

(cancellous bone). Implantasi merupakan penanaman material biomedis kedalam tubuh makhluk hidup, implantasi menggunakan material biomedis yang biasa dikenal dengan biomaterial.

Biomaterial adalah material yang berinteraksi langsung dengan jaringan tubuh dan cairan biologis tubuh makhluk hidup untuk mengobati, memperbaiki, mengganti dan meregenerasi bagian anatomi tubuh makhluk hidup atau disebut sebagai bahan implan [4]. Penggunaan biomaterial biodegradable bertujuan agar tidak dilakukan pencabutan kembali setelah biomaterial tersebut

ditanam didalam tubuh, karena sifat *non toxicity*, *biocompatible*, dan mampu terdegradasi secara alami [6].

Logam berpori memiliki berat yang rendah dan dapat disesuaikan kepadatannya [4]. Sifat gabungan yang baik dari logam dan pori membuat logam berpori cocok untuk aplikasi struktural dan fungsional [2]. Logam berpori sangat baik digunakan untuk logam implan struktur tulang *cancellous*, pori yang terbentuk pada material akan membantu merangsang jaringan tulang untuk tumbuh. Disamping itu material yang ditanamkan pada tulang akan bertindak sebagai *scaffold* tulang atau pembentuk struktural sementara dan dapat membantu memperkuat struktur tulang yang mengalami pengkeroposan.

Untuk menggunakan sifat mampu terdegradasi secara alami material yang digunakan untuk logam berpori menggunakan logam magnesium (Mg) yaitu logam yang mampu terdegradasi secara alami didalam tubuh [7]. Magnesium (Mg) memiliki kemampuan sebagai bahan implan tulang yang aman, memiliki sifat biodegradabilitasnya, tidak beracun, dan sifat fisik dan mekanik yang sangat baik, yang mirip dengan sifat asli tulang [9]. Magnesium (Mg) akan dipadukan dengan Titanium (Ti) karena sifat titanium yang ringan dan sifat kimia-mekanik yang baik [5].

Magnesium berpori dibuat dengan material serbuk magnesium dengan ukuran 100, 200, dan 250 μ m yang dipadukan dengan potongan titanium (*wire*), sebagai pembentuk ruang sementara (*Space Holder*) [1]. Spesimen dibuat dengan metode kompaksi-*sintering* menggunakan alat *squeeze casting* menggunakan parameter tertentu. Kemudian spesimen dilakukan analisis struktur makro, dan pengujian korosi untuk mengetahui laju korosi dan mengkorosi titanium (*wire*) untuk membentuk Mg berpori, kemudian dilakukan pengujian densitas-porositas, uji mekanik menggunakan pengujian kekerasan vickers, analisis struktur mikro, dan uji SEM-EDX sehingga didapatkan hasil karakterisasi magnesium berpori yang mendekati sifat asli tulang berongga *cancellous bone*, sebagai bahan implan tulang biomedis.

METODE.

Fabrikasi magnesium berpori menggunakan serbuk magnesium yang dipadukan dengan potongan titanium *wire* sebagai (*space holder*) dengan menggunakan metode kompaksi-*sintering* menggunakan alat *squeeze casting* dan pengkorosian titanium menggunakan larutan HF (asam fluorida) kemudian dilakukan karakterisasi fisik dan mekanik

Alat dan Bahan

Material yang digunakan yaitu serbuk Mg AZ31 dengan ukuran serbuk 100 μ m, 200 μ m dan 250 μ m dan potongan Ti *wire* 32 GA (AWG) berukuran 200 μ m, larutan asam fluorida (HF) 1 M dan alat yang digunakan berupa perangkat kompaksi-*sintering* (alat *squeeze casting*). Perangkat kompaksi-*sintering* terdiri dari mesin *press* hidrolik berkapasitas 20 ton, perangkat *heater coil* berkapasitas 800°C, *unit control heater* TC4M, *dies-punch*, dan gas argon HP seperti ditunjukkan pada gambar 1.



Keterangan :

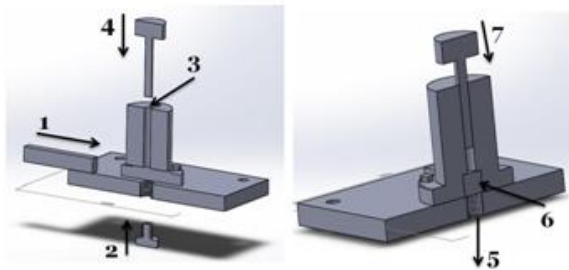
1. Rangka Mesin Press Hidraulik
2. Tabung Hidraulik
3. Indikator Hidraulik
4. Unit Sintering
5. Punch
6. Heater Controller
7. Nozzle Argon
8. Pompa Hidraulik
9. Tabung Argon
10. Indikator Argon

Gambar 1. Perangkat Kompaksi-*Sintering* (*Squeeze Casting*)

Prosedur penelitian yang dilakukan yaitu pertama merangkai peralatan *squeeze casting* seperti pada gambar 2. Kemudian mencampurkan serbuk magnesium ukuran 100 μ m, 200 μ m dan 250 μ m dengan serbuk titanium (*wire*) 200 μ m dengan fraksi massa 3 : 1 menggunakan *manual stirring*, kemudian serbuk dimasukkan kedalam *dies* dan dilakukan kompaksi sebesar 250 MPa selama 2 menit, kemudian spesimen dikeluarkan dari *dies* dalam bentuk spesimen padat kemudian dimasukkan lagi kedalam *dies*, kemudian dilakukan proses pemanasan *sintering* sebesar 400°C dengan *holding time* selama 5 menit, kemudian spesimen dikeluarkan dari dalam *dies*, proses pembuatan spesimen seperti pada gambar berikut.



Gambar 2. Perangkat Sistem Kompaksi-Sintering



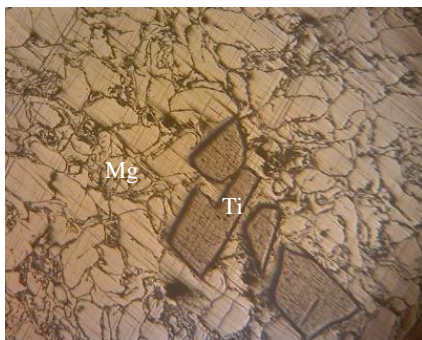
Gambar 3. Prosedur Kompaksi-Sintering (*dies-punch*)

HASIL DAN PEMBAHASAN

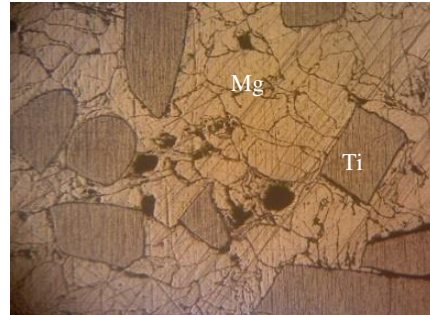
Hasil data penelitian berupa pengujian struktur makro, uji korosi, uji densitas-porositas, uji kekerasan mikro, struktur mikro dan SEM-EDX. Pada hasil penelitian pembuatan magnesium berpori sebagai bahan implan tulang mampu terdegradasi menunjukkan hasil yang baik namun masih terdapat kekurangan untuk bisa diperbaiki pada penelitian selanjutnya.

Analisis Struktur Makro

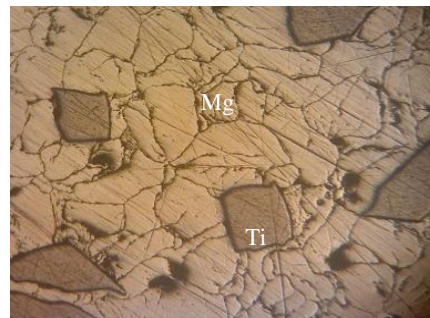
Analisis struktur makro bertujuan untuk melihat persebaran titanium dan ikatan butir serbuk pada P-Mg 100 μm , P-Mg 200 μm dan P-Mg 250 μm menggunakan alat mikroskop optik dengan pembesaran 25 x hasil analisis struktur makro seperti pada gambar berikut.



Gambar 4. Struktur Makro Spesimen P-Mg 100 μm



Gambar 5. Struktur Makro Spesimen P-Mg 200 μm

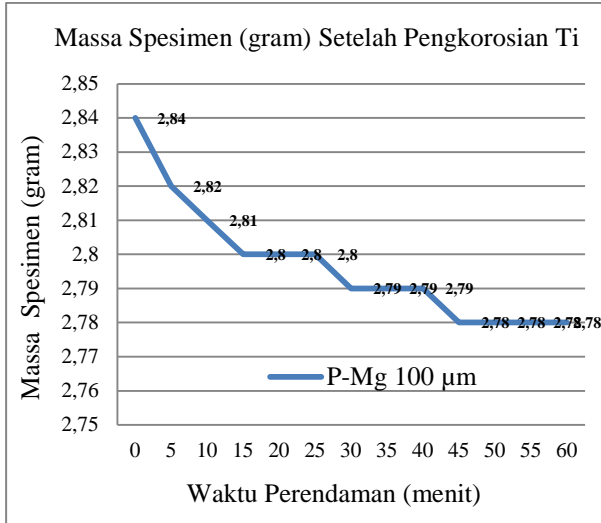


Gambar 6. Struktur Makro Spesimen P-Mg 200 μm

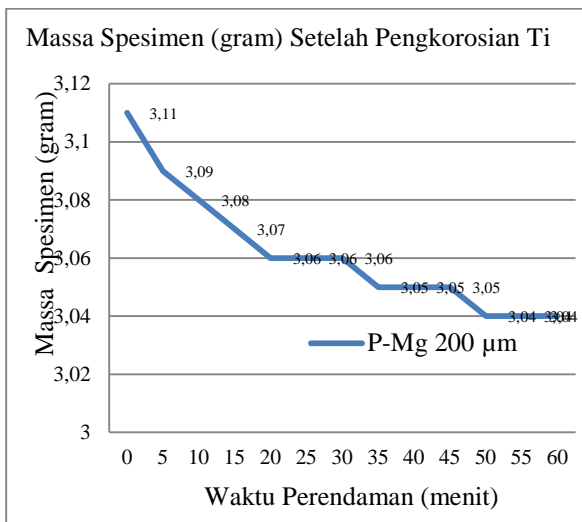
Pada analisis struktur makro pada ketiga spesimen terlihat secara jelas batas butir Mg dan Ti dan ukuran serbuk Mg yang semakin besar pada P-Mg 200 μm . Pada persebaran Ti (*wire*) pada spesimen umumnya mengendap dibagian tengah dan dasar spesimen, hal ini terjadi saat proses *stirring* karena massa jenis Ti yang lebih besar dari Mg menyebabkan Ti mengendap dibagian dasar spesimen. Hal ini akan memengaruhi proses pengkorosian Ti pada saat pembentukan magnesium berpori. Semakin besar ukuran serbuk Mg yang dipadukan akan mengurangi pengendapan Ti (*wire*) pada dasar spesimen.

Uji Korosi

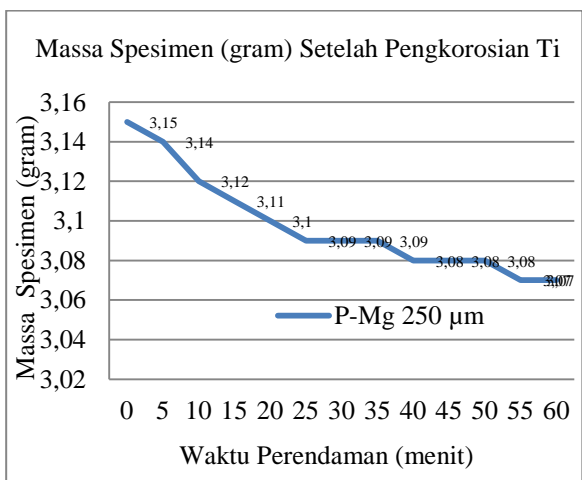
Uji korosi bertujuan untuk mengetahui laju pengurangan masa, laju korosi dan pembentukan magnesium berpori. Uji korosi dilakukan dengan cara merendam spesimen pada larutan asam fluorida (HF) selama 1 jam dan menganalisis pengurangan massa akibat pengkorosian Ti kemudian akan didapatkan grafik pengurangan massa kemudian akan didapatkan laju korosi menggunakan perhitungan pengurangan massa (*CPR corrosion per rate*). Hasil uji korosi seperti pada gambar.



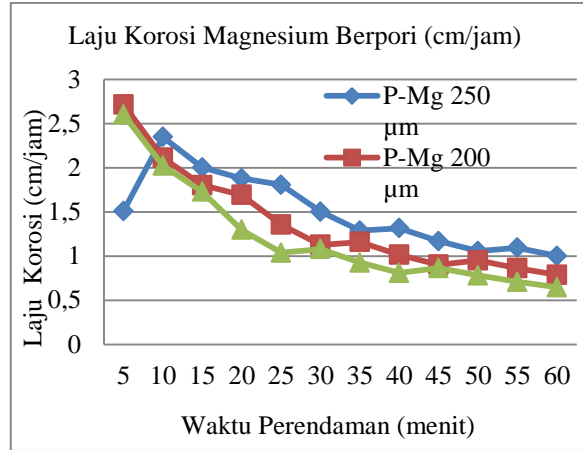
Gambar 7. Pengurangan Massa Ti pada P-Mg 100 µm



Gambar 8. Pengurangan Massa Ti pada P-Mg 200 µm



Gambar 9. Pengurangan Massa Ti pada P-Mg 250 µm

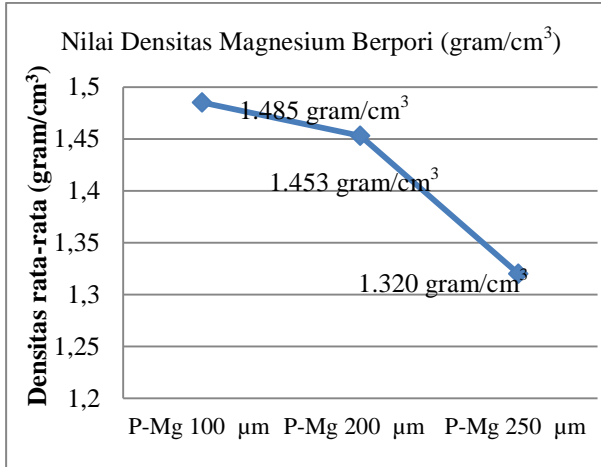


Gambar 10. Laju Korosi Magnesium Berpori

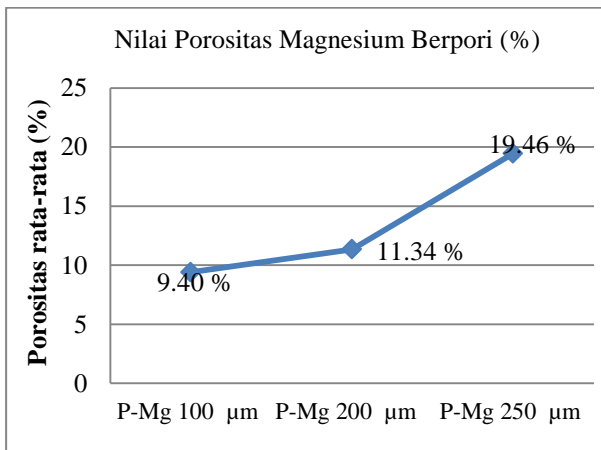
Hasil pengujian korosi menunjukkan adanya pengurangan massa spesimen akibat pengkorosian Ti menggunakan larutan HF. Namun hasil pengurangan massa dari ketiga spesimen belum menunjukkan pengurangan Ti sampai 100%. Hal ini disebabkan karena perendaman spesimen yang kurang lama dan persebaran Ti (*wire*) yang kurang baik sehingga menyebabkan proses pengkorosian yang kurang optimal. Pada spesimen P-Mg 250 µm merupakan spesimen dengan pengurangan massa yang paling besar dan laju korosi yang paling tinggi, yaitu pengurangan massa sebesar 0.08 gram/jam dan laju korosi sebesar 1.001 cm/jam. Semakin besar serbuk Mg yang digunakan akan memperbesar pengurangan massa dan semakin cepat laju korosinya.

Uji Densitas-Porositas

Uji densitas-porositas bertujuan untuk mengetahui kepadatan dan porositas magnesium berpori. Pengujian dilakukan berdasarkan hukum Archimedes-ASTM C373-88 dengan cara mengukur spesimen kering, spesimen basah dan spesimen didalam air, kemudian nilai densitas-porositas didapatkan dari perhitungan. Hasil uji densitas-porositas yaitu ditunjukkan pada gambar grafik berikut.



Gambar 11. Grafik Nilai Densitas Magnesium Berpori



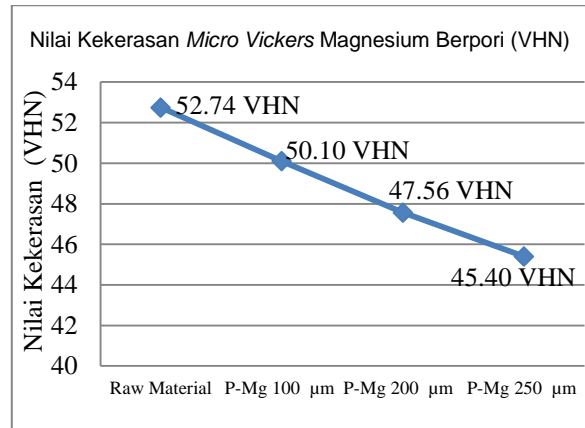
Gambar 12. Grafik Nilai Porositas Magnesium Berpori

Hasil dari pengujian densitas-porositas belum menunjukkan densitas-porositas yang mendekati dengan sifat asli tulang berongga (*cancelluos bone*) sebesar 1 gram/cm³, spesimen P-Mg 250 µm merupakan spesimen yang mendekati dengan densitas tulang berongga sebesar 1.453 gram/cm³ dan porositas sebesar 11.34 % namun hasil porositas belum mencapai porositas sebesar 20-30% yang mendekati dengan sifat asli tulang berongga (*cancelluos bone*). Semakin besar ukuran serbuk Mg yang dipadukan dengan Ti (*wire*) maka densitas akan semakin rendah dan porositas akan semakin tinggi.

Uji Kekerasan *Micro Vickers*

Pengujian kekerasan bertujuan untuk mengetahui nilai kekerasan magnesium berpori. Pengujian kekerasan menggunakan alat uji *vickers micro hardness* dengan standar pengujian JIS B 7725:2010, pengujian kekerasan dilakukan dengan pembebanan 0.1 N penekanan selama 12 detik

dengan 5 kali pengujian dengan posisi berbeda. Hasil dari uji kekerasan seperti pada gambar 13.



Gambar 13. Grafik Nilai Kekerasan *Micro Vickers*

Hasil dari uji kekerasan mikro menunjukkan bahwa nilai kekerasan *raw material* 52.74 VHN, P-Mg 100 µm sebesar 50.10 VHN, P-Mg 200 µm sebesar 47.56 VHN dan P-Mg 250 µm sebesar 45.40 VHN. Nilai tersebut masih terlalu besar dari nilai kekerasan tulang berongga (*cancelluos bone*) yaitu sebesar 10.20 VHN.

Analisis Struktur Mikro

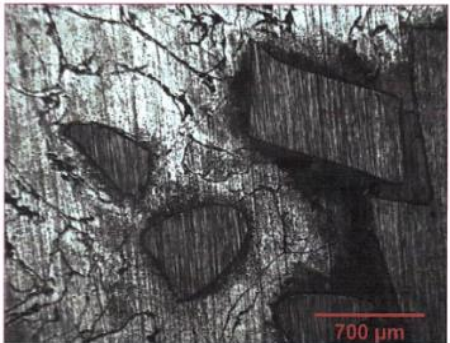
Analisis struktur mikro bertujuan untuk melihat struktur mikro ikatan serbuk dan *metallography* spesimen. Pengujian dilakukan pada ketiga spesimen menggunakan mikroskop optik dengan pembesaran 50 x dengan *etsa picric acid*. Hasil dari uji mikroskopi seperti pada gambar berikut.



Gambar 14. Struktur Mikro Spesimen P-Mg 100µm



Gambar 15. Struktur Spesimen Mikro P-Mg 200µm

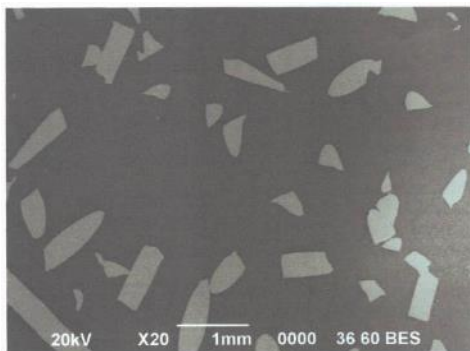


Gambar 16. Struktur Mikro Spesimen P-Mg 250µm

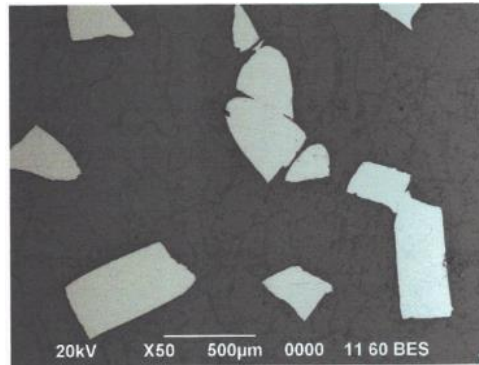
Hasil dari pengujian struktur mikro menunjukkan bahwa ikatan serbuk Mg sangat baik dari hasil proses kompaksi-*sintering*, namun masih terdapat unsur Ti pada spesimen hal tersebut menunjukkan pengkorosian Ti hanya terjadi pada permukaan spesimen dan pengkorosian Ti belum optimal.

SEM-EDX

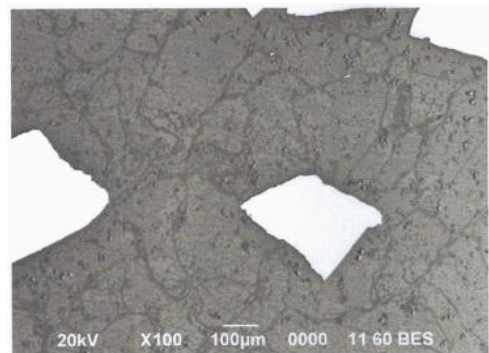
Pengujian SEM-EDX bertujuan untuk mengetahui struktur mikro dengan pembesaran yang berbeda dan karakteristik komposisi struktur menggunakan sampel P-Mg 200 µm setelah pengkorosian. Hasil pengujian SEM-EDX pada gambar berikut.



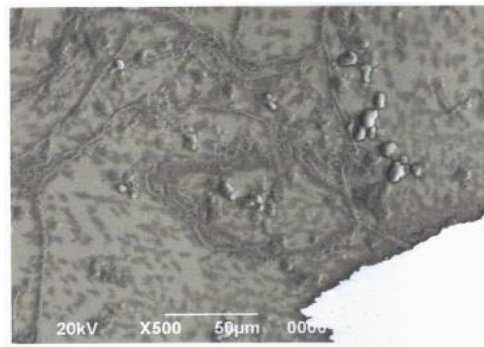
Gambar 18. Foto Mikroskop Elektron P-Mg 200 µm Pembesaran 20x



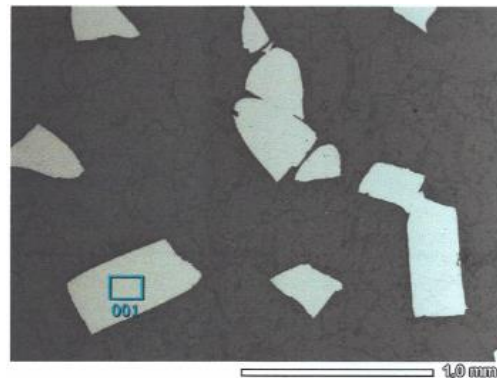
Gambar 19. Foto Mikroskop Elektron P-Mg 200 µm Pembesaran 50x

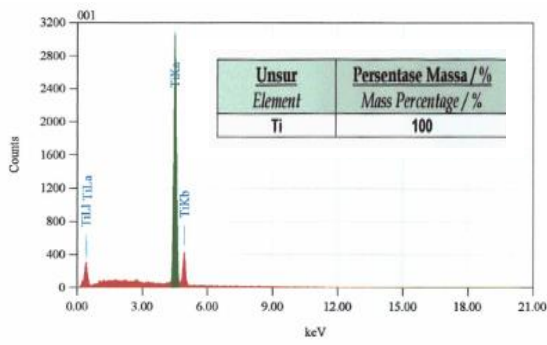


Gambar 18. Foto Mikroskop Elektron P-Mg 200 µm Pembesaran 100x

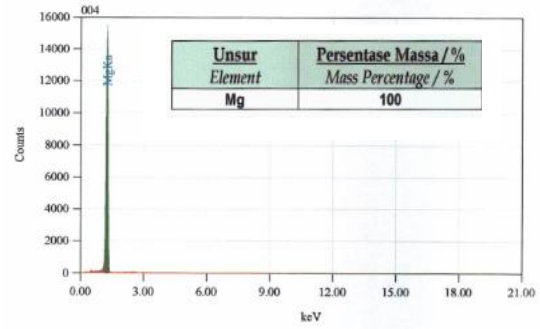


Gambar 18. Foto Mikroskop Elektron P-Mg 200 µm Pembesaran 500x

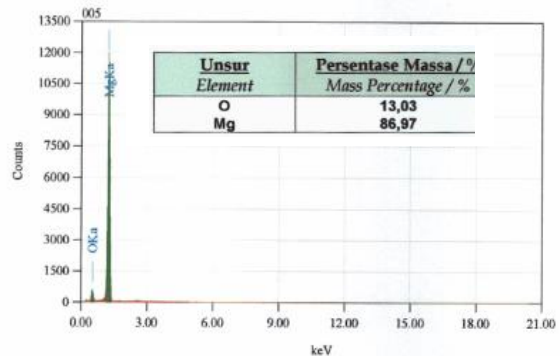
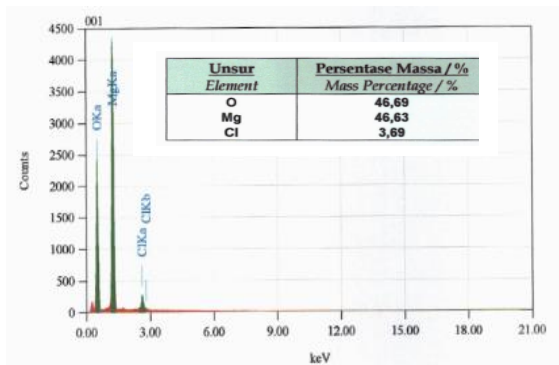
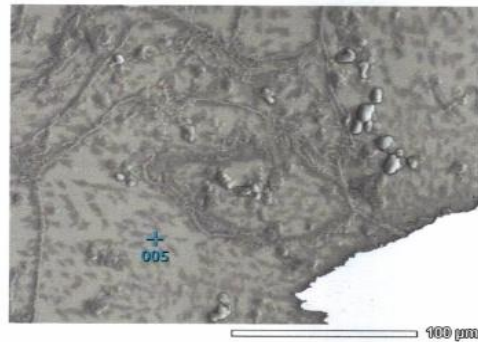
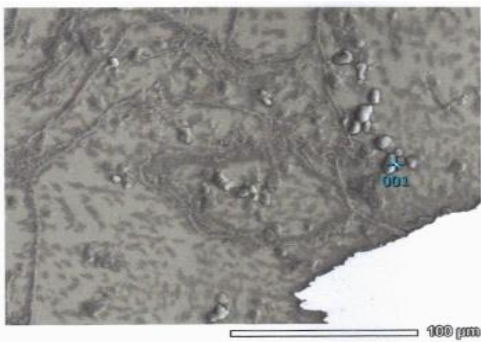




Gambar 10. Grafik Analisis Kualitatif P-Mg 200 μm (Pembesaran 50x)

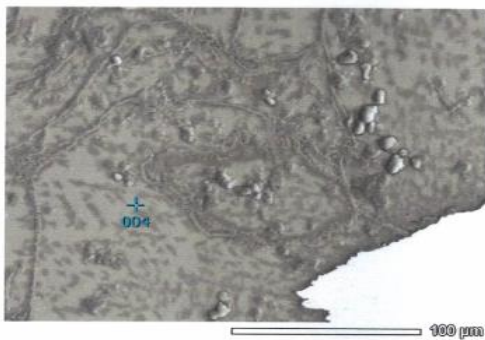


Gambar 12. Grafik Analisis Kualitatif P-Mg 200 μm (Pembesaran 500x)



Gambar 13. Grafik Analisis Kualitatif P-Mg 200 μm (Pembesaran 500x)

Gambar 11. Grafik Analisis Kualitatif P-Mg 200 μm (Pembesaran 500x)



Hasil dari pengujian struktur mikro menunjukkan bahwa ikatan serbuk Mg sangat baik hasil proses kompaksi-*sintering*, namun masih terdapat unsur Ti pada spesimen hal tersebut menunjukkan pengkorosian Ti hanya terjadi pada permukaan spesimen. Hasil dari pengujian SEM-EDX menunjukkan *metallography* spesimen yang baik. Pada pengujian EDX menunjukkan adanya kandungan unsur O disebabkan karena terdapat gelembung udara yang terjebak didalam spesimen saat dilakukan kompaksi-*sintering*. Terdapat juga unsur Ti yang terlalu besar dikarenakan masih terdapat unsur Ti didalam spesimen, karena saat pengkorosian Ti tidak berjalan dengan baik sehingga masih tersisa dan hanya bagian permukaan saja yang terkorosi. Hal ini disebabkan karena serbuk Ti

dalam bentuk serbuk (*wire*) sehingga saat dipadukan dengan serbuk Mg persebarannya tidak merata sehingga sulit mengkorosi Ti dibagian dalam spesimen karena tidak terjadi konektivitas sesama serbuk Ti.

KESIMPULAN

Hasil fabrikasi magnesium berpori dengan hasil pengujian fisik maupun mekanik berpotensi sebagai skafol tulang berongga (*cancelluos bone*) sebagai bahan implan biomedis. Proses degradasi Ti pada bahan magnesium tercepat adalah pada kondisi besar butir terbesar (250 μm), yaitu sebesar 0.07 gram/jam, dan laju korosi sebesar 0.7916 mmpy. Selanjutnya, densitas-porositas menunjukkan spesimen P-Mg 250 μm memiliki nilai densitas sebesar 1.453 gram/cm³ dan porositas sebesar 11.34 % yang mendekati dengan sifat asli tulang *cancelluos bone* porositas sebesar 15-30 %. Hasil uji kekerasan *micro vickers* menunjukkan nilai kekerasan *raw material* 52.74 VHN, P-Mg 100 μm sebesar 50.10 VHN, P-Mg 200 μm sebesar 47.56 VHN dan P-Mg 250 μm sebesar 45.40 VHN terlalu besar untuk kekerasan tulang sebesar 10.20 VHN. Sebaran potongan Ti yang merata (homogen) akan meningkatkan kualitas produk magnesium berpori.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada dosen pembimbing yang telah bersedia meluangkan waktu dan kesempatannya untuk memberikan arahan dan bimbingannya selama penelitian. Beserta rekan penelitian penulis yang telah banyak membantu menyelesaikan penelitian.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Cheng, M.Q., Wahafu, T., Jiang, G.f., Liu, W., Qiao, Y.Q., Peng, C.X., Cheng, T., Zhang, X.L., He, G., & Liu, X.Y. (2016). *A Novel Open-Porous Magnesium Scaffold with Controllable Microstructures and Properties for Bone Regeneration*. Scientific. Reports.
- [2] Chiras, S., Mumm, D.R., Evans, A.G., Wicks, N., Hutchinson, J.W., Dharmasena, K., Wadley, H.N.G., & Fichter, S. (2002). *The Structural Performance of Near-Optimized Truss Core Panels*. International Journal of Solids and Structures. Vol. 39, hal. 15.
- [3] Iqbal, M. (2018). *Pengaruh Holding Time pada Proses Pengecoran Tekan Terhadap Kekerasan dan Kekuatan Tarik Magnesium AZ31*. Skripsi. Universitas Lampung. Lampung.
- [4] Lefevbre, L., Banhart, J., & Dunand, D.C. (2008). *Porous Metals and Metallic Foams* :

Current Status and Recent Developments. Advanced Engineering Materials. Vol.10(9), hal. 775–787.

- [5] Li, P.; Kangasniemi, I., & De Groot, K. (1994). *Hydroxyapatite Induction by a Gel-Derived Titania on a Titanium Substrate*. Journal of the Ceramic Society. Vol.77, no.5, hal. 1307-1312.
- [6] Navarro, X., et.al. (2008). *Neural Plasticity After Peripheral Nervr Injury Regeneration. Group of Neuroplasticity and Regeneration*. Institute of Neurosciences Departement of Cell Biology. Physiology and Imunology. Universitat Autonoma de Barcelona
- [7] Sukmana, Irza. (2017). *Ilmu dan Teknologi Biomaterial*. Edisi Pertama. Teknosain : Yogyakarta.
- [8] Wakhid, N. (2018). *Rancang Bangun Perangkat Squeeze Casting untuk Pembuatan Bahan Dasar Material Baut Tulang Berbasis Magnesium AZ31*. Skripsi. Universitas Lampung. Lampung
- [9] Witte, F., Fischer, J., Nellesen, J., Crostack, H.A., Kaese, V., Pisch, A., Beckmann, & Windhagen, H. (2006). *Biomaterials*. Ed. 27, vol. 10, hal. 13.