



## STRUKTUR MIKRO, SIFAT MEKANIK, DAN KETAHANAN KOROSI PADUAN Mg-Zn-Ca YANG DIHASILKAN MELALUI PROSES METALURGI SERBUK

Dhyah Annur<sup>a,\*</sup>, Franciska P. L.<sup>a</sup>, Aprilia Erryani<sup>a</sup>, M. Ikhlusal Amal<sup>a</sup>, Lyandra S. Sitorus<sup>b</sup>, dan Ika Kartika<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Pusat Penelitian Metalurgi dan Material, LIPI

Gedung 470, Kawasan Puspiptek Serpong Tangerang Selatan, 15314, Indonesia

<sup>b</sup>Universitas Sultan Ageng Tirtayasa, Banten

E-Mail: \* [dhya001@lipi.go.id](mailto:dhya001@lipi.go.id)

Masuk Tanggal : 20-09-2016, revisi tanggal : 05-12-2016, diterima untuk diterbitkan tanggal 09-01-2017

### Intisari

Magnesium (Mg), dengan kemampuan mampu luruh dan biokompatibilitas, merupakan salah satu logam yang kini dikembangkan sebagai material implan mampu luruh. Namun, penggunaan Mg dalam aplikasi biomedis masih terkendala kekuatan dan ketahanan korosi yang rendah. Pada penelitian kali ini proses metalurgi serbuk dipilih untuk membuat paduan Mg-3Zn-1Ca, Mg-29Zn-1Ca, and Mg-53Zn-4.3Ca (dalam %berat) dengan variasi waktu tahan *sintering* lima jam dan sepuluh jam. Karakterisasi struktur mikro paduan Mg dilakukan dengan menggunakan SEM (*scanning electron microscope*) dan juga XRD (*x-ray diffraction*). Pengujian kuat tekan dilakukan untuk mengetahui nilai kekuatan paduan sedangkan ketahanan korosi dianalisis dengan menggunakan pengujian elektrokimia. Waktu tahan *sintering* selama 10 jam meningkatkan kekuatan mekanik namun menurunkan ketahanan korosi paduan. Laju korosi yang terbaik (0,32 mmpy) ditunjukkan oleh paduan Mg-29Zn-1Ca dan Mg-53Zn-4Ca dengan waktu tahan lima jam. Oleh karena itu, waktu tahan *sintering* yang optimum adalah lima jam untuk menghasilkan paduan Mg-Zn-Ca untuk material implan.

**Kata Kunci:** Paduan Mg-Zn-Ca, metalurgi serbuk, waktu tahan *sinter*, implan mampu luruh

### Abstract

Magnesium (Mg), known for its biodegradable and biocompatible properties, currently is being developed for biodegradable implant material. Unfortunately, application of Mg in biomedical devices was limited due to its low mechanical strength and low corrosion resistance. In this study, powder metallurgy was selected to process Mg-3Zn-1Ca, Mg-29Zn-1Ca, and Mg-53Zn-4.3Ca (in weight%) alloys. Holding time of sintering were varied for five and ten hours. Microstructure of Mg alloy was characterized by scanning electron microscope (SEM) and also x-ray diffraction analysis (XRD). Compression testing was done to show the mechanical strength of Mg alloy, while corrosion resistance was examined through electrochemical testing. This study showed that ten hours of sintering time would increase mechanical properties of Mg alloy but would reduce corrosion resistance. The lowest corrosion rate was 0.32 mmpy given by Mg-29Zn-1Ca alloy and Mg-53Zn-4Ca alloy which were sintered for five hours. Therefore, sintering time for five hours was found to be the optimum time to process Mg-Zn-Ca alloy for biodegradable implant material.

**Keywords:** Mg-Zn-Ca alloy, powder metallurgy, sintering time, biodegradable implant

### 1. PENDAHULUAN

Penelitian terkait paduan Mg-Zn-Ca telah banyak dilakukan, dimana metode *casting* adalah pilihan utama untuk memproses paduan Mg-Zn-Ca. Tidak banyak penelitian paduan Mg-Zn-Ca yang menggunakan metode metalurgi serbuk dalam proses pembuatannya. Padahal, metalurgi serbuk adalah metode yang

mudah digunakan untuk memodifikasi komposisi kimia dan juga menghasilkan produk yang hampir sesuai dengan bentuk jadi<sup>[1]</sup>. Pada metalurgi serbuk, proses berlangsung dalam keadaan *solid state* dimana pada proses *sintering* terjadi densifikasi *green compact* dengan pemberian energi termal di bawah temperatur leleh. Banyak faktor yang

mempengaruhi keberhasilan proses manufaktur paduan dengan metalurgi serbuk, diantaranya ukuran partikel, laju pemanasan, temperatur *sintering*, waktu tahan *sintering*, dan atmosfer *sintering*<sup>[2]</sup>. Waktu tahan *sintering* adalah salah satu faktor yang perlu dipertimbangkan untuk mendapatkan efisiensi proses.

Magnesium (Mg) dikenal sebagai material logam dengan densitas yang rendah sehingga seringkali digunakan pada aplikasi otomotif. Kini, Mg juga dikembangkan sebagai material bahan medis karena bersifat mampu luruh dan biokompatibilitas<sup>[3-6]</sup>. Dengan adanya kemampuan mampu luruh, tidak diperlukan operasi lanjutan setelah pemasangan implan Mg karena implan akan terlarut dalam tubuh seiring dengan tumbuhnya sel tulang baru. Dibandingkan dengan implan logam lain seperti paduan titanium, paduan kobal- krom (Co-Cr), *stainless steel*, dan juga hidroksiapatit sintesis, Mg memiliki sifat mekanik yang relatif lebih dekat dengan tulang (lihat Tabel 1)<sup>[7]</sup>.

Meskipun demikian, paduan Mg memiliki kekurangan dari segi ketahanan korosi. Paduan Mg dengan mudah terdegradasi jika terekspos ke cairan tubuh<sup>[8-9]</sup>. Kalsium (Ca) dan seng (Zn) merupakan unsur yang dapat ditambahkan untuk memperbaiki sifat paduan Mg pada aplikasi biomedis. Penambahan Ca untuk paduan Mg dilatarbelakangi oleh sifat dasar Ca yang merupakan unsur penyusun tulang manusia dan juga dapat mempercepat proses pemulihan<sup>[10]</sup>. Selain Ca, Zn merupakan salah satu unsur penting dalam tubuh manusia sehingga dapat digunakan dalam aplikasi komponen biomedis<sup>[9]</sup>. Tidak hanya itu, penambahan Zn terhadap Mg juga akan meningkatkan ketahanan korosi serta sifat mekanik paduan<sup>[9, 11]</sup>. Penambahan Zn pada paduan Mg dapat meningkatkan kekuatan mekanik melalui mekanisme *solid solution strengthening* dan juga dapat menghaluskan ukuran butir<sup>[12]</sup>.

Untuk mendapatkan hasil yang optimal maka paduan Mg-Zn-Ca pun dikembangkan. Di antara penelitian yang telah dilakukan, penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa paduan *bulk metallic glass*. Magnesium dengan komposisi Mg70Zn25Ca (dalam % atom, setara

dengan Mg-53Zn-4Ca dalam % berat) akan meningkatkan kekuatan tekan mencapai tiga kali lipat Mg murni<sup>[3]</sup>. Paduan ini juga terlihat memiliki potensial korosi yang lebih baik dan morfologi korosi yang dihasilkan lebih seragam jika dibandingkan dengan Mg murni. Dalam penelitian sebelumnya terkait penambahan Ca pada paduan biner Mg-Ca menunjukkan bahwa penambahan Ca akan mempengaruhi pembentukan fasa intermetalik Mg<sub>2</sub>Ca. Adanya fasa Mg<sub>2</sub>Ca dalam paduan biner Mg-Ca akan meningkatkan laju korosi paduan dan menurunkan potensial korosinya<sup>[4]</sup>.

Studi pendahuluan yang dilakukan sebelumnya juga menunjukkan bahwa paduan Mg-Zn-Ca yang dihasilkan dengan metode metalurgi serbuk memiliki ketahanan korosi yang lebih baik dibandingkan dengan logam Mg<sup>[13]</sup>. Untuk memberikan pengetahuan yang lebih mendalam mengenai pengaruh parameter proses metalurgi serbuk terhadap paduan Mg-Zn-Ca, penelitian kali ini menggunakan dua waktu tahan *sintering* yang berbeda dengan tiga komposisi paduan Mg-Zn-Ca.

## 2. PROSEDUR PENELITIAN

### A. Persiapan Material

Penelitian ini dilakukan dengan menggunakan serbuk Mg (ukuran partikel: 0,06-0,3 mm), padatan Ca, dan serbuk Zn (kemurnian >98%, ukuran partikel: ± 63 μm). Dilakukan *pre-treatment* pada padatan Ca dengan proses *milling* di dalam *shaker mill* selama 2 jam. Setelah proses *pre-treatment* pada Ca, dilakukan proses *dry milling* untuk mencampur serbuk Mg, Ca, dan Zn dalam *shaker mill* selama 2 jam sesuai dengan komposisi paduan pada Tabel 2. Setelah proses *dry milling*, campuran serbuk dimasukkan ke dalam cetakan dan dikompaksi dengan beban 100 MPa selama 10 menit. Dari hasil kompaksi diperoleh *green compact* dengan diameter 10 mm. Proses metalurgi serbuk kemudian dilanjutkan dengan *sintering* pada temperatur konstan 550 °C dalam atmosfer argon (Ar) dengan waktu tahan 5 dan 10 jam. Sampel hasil *sintering* kemudian dikarakterisasi lebih lanjut dari struktur mikro, kekuatan mekanik, dan ketahanan korosi paduan.

Tabel 1. Perbandingan sifat mekanik tulang dengan bahan implan logam<sup>[7]</sup>

Sifat Material	Tulang	Mg	Paduan Ti	Paduan Co-Cr	<i>Stainless Steel</i>	Hidroksiapatit sintesis
Densitas (g/cm <sup>3</sup> )	1,8-2,1	1,74- 2	4,4-4,5	8,3-9,2	7,9-8,1	3,1
Elastisitas (GPa)	3-20	41-45	110-117	230	189-205	71-117
Kekuatan tekan (MPa)	130-180	65-100	758-1117	450-1000	170-310	600

Tabel 2. Komposisi sampel yang digunakan dalam penelitian ini

Kode Sampel	Persen Berat (%)		
	Mg	Zn	Ca
Mg-3Zn-1Ca	96	3	1
Mg-29Zn-1Ca	70	29	1
Mg-53Zn-4Ca	42,7	53	4,3

**B. Karakterisasi dan Struktur Mikro**

Struktur mikro paduan Mg-Zn-Ca diamati dengan menggunakan SEM (*scanning electron microscope*). Spesimen dipreparasi dengan prosedur standar metalografi tanpa etsa dilanjutkan dengan pelapisan emas. Sedangkan analisis XRD (*x-ray diffraction*) digunakan untuk mengetahui fasa dari paduan Mg-Ca yang telah dilakukan proses *sintering*. *Scan* XRD dilakukan pada  $2\theta$  dari  $10^\circ$  hingga  $80^\circ$ . Pengukuran XRD dioperasikan pada 35 mA dan 40 kV, menggunakan radiasi Cu K $\alpha$ .

**C. Pengujian Tekan**

Untuk mengetahui nilai kekuatan mekanik paduan, dilakukan pengujian tekan. Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan *universal testing machine* (Shimadzu AGS-10 KN) pada temperatur ruangan dengan laju kompresi 1,33 mm/menit. Spesimen uji tekan berbentuk silinder dengan diameter 10 mm dan tinggi 10 mm. Pengujian tekan dilakukan mengikuti standar ASTM D-695-02.

**D. Pengujian Elektrokimia**

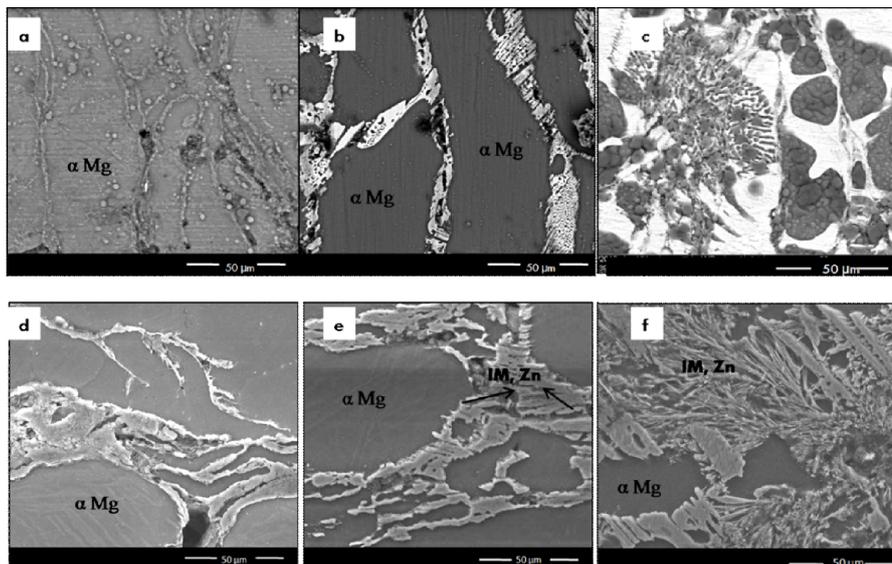
Pengujian ketahanan korosi *in-vitro* sesuai dengan standar ASTM G5-94, diuji secara elektrokimia dengan menggunakan polarisasi potensiodinamik dalam larutan Hank's<sup>[14]</sup> pada pH 7,4 dan temperatur 37 °C di udara terbuka.

Tiga elektroda digunakan dalam pengujian ini, diantaranya elektroda kalomel (SCE), elektroda grafit (sebagai elektroda lawan) dan sampel sebagai elektroda kerja. Pengujian potensiodinamik polarisasi dilakukan dari -200 mV sampai dengan +200 mV dengan kecepatan *scan* 1 mV/detik.

**3. HASIL DAN DISKUSI**

**A. Struktur Mikro dan Analisis XRD**

Berdasarkan struktur mikro yang terlihat pada Gambar 1(a)- 1(b), dan Gambar 1(d)-1(e) dapat dilihat bahwa penambahan Zn hingga 29 %berat membentuk presipitat pada batas butir paduan. Hal ini diakibatkan tingginya tingkat energi pada batas butir dibandingkan dengan daerah dalam butir. Seiring dengan bertambahnya kadar Zn, dihasilkan bentuk butir yang lebih halus. Hal ini senada dengan literatur yang menyebutkan bahwa penambahan Zn dapat menghaluskan ukuran butir dari paduan Mg secara signifikan karena dengan penambahan unsur akan terjadi pembatasan *grain growth* akibat proses difusi<sup>[9]</sup>. Tidak hanya itu, dengan meningkatnya kadar Zn terutama pada batas butir, akan terjadi mekanisme penguatan material paduan yang dikenal dengan *grain boundary strengthening*<sup>[15]</sup>. Adapun dengan penambahan Zn mencapai 29 %berat menunjukkan terbentuknya struktur mikro yang didominasi fasa  $\alpha$ -Mg (berupa matriks) dan presipitat yang dihasilkan membentuk struktur *lamellae*. Hal ini berbeda ketika kadar Zn mencapai 53%berat (Gambar 1(c),1(f)) dimana struktur mikro yang terbentuk tidak lagi didominasi fasa  $\alpha$ -Mg.

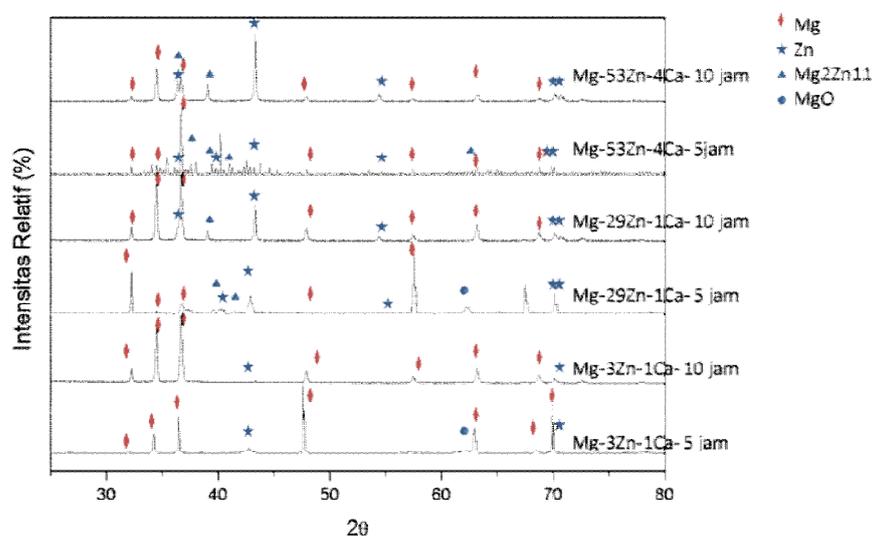


Gambar 1. Foto SEM untuk paduan (a) Mg-3Zn-1Ca, (b) Mg-29Zn-1Ca, dan (c) Mg-53Zn-4Ca dengan waktu tahan 5 jam dan paduan (d) Mg-3Zn-1Ca, (e) Mg-29Zn-1Ca, dan (f) Mg-53Zn-4Ca dengan waktu tahan 10 jam.

Pengamatan lebih lanjut pada Gambar 1(a)-1(f) menunjukkan pengaruh waktu tahan *sintering* terhadap paduan Mg-Zn-Ca. Dengan waktu tahan yang lebih lama (Gambar 1(d)-1(f)) akan dihasilkan presipitat yang lebih besar dan lebar dibandingkan paduan dengan waktu tahan *sintering* selama 5 jam (Gambar 1(a)-1(c)). Waktu tahan *sintering* yang lebih panjang akan memberikan waktu yang cukup untuk proses difusi. Dengan waktu tahan 10 jam, struktur *lamellae* yang dihasilkan lebih rapi dan homogen dibandingkan dengan waktu tahan 5 jam (Gambar 1 (b)-1(c), dan 1 (e)-1(f)). Struktur *lamellae* yang terbentuk menunjukkan adanya fasa baru yang terbentuk karena kadar Zn melebihi kelarutan maksimalnya dalam Mg<sup>[16]</sup>. Karakterisasi lebih lanjut diperlukan untuk mendeteksi fasa baru yang terbentuk karena fasa intermetalik memiliki sifat yang berbeda dengan komponen penyusunnya. Berdasarkan kurva XRD pada Gambar 2, terlihat perbedaan puncak karakteristik yang terbentuk dari tiap perlakuan paduan Mg. Pada paduan Mg-3Zn-1Ca, fasa yang terbentuk adalah fasa Mg, Zn serta MgO (hanya terdapat pada paduan dengan waktu tahan *sintering* selama 5 jam). Sedangkan untuk paduan Mg-29Zn-1Ca terbentuk fasa Mg, Zn, Mg<sub>2</sub>Zn<sub>11</sub>, dan juga MgO (hanya terdapat pada paduan dengan waktu tahan *sintering* selama 5 jam). Sedangkan pada paduan Mg-53Zn-4Ca terdapat puncak karakteristik untuk Mg, Zn, dan Mg<sub>2</sub>Zn<sub>11</sub>. Adanya fasa intermetalik akan mempengaruhi sifat mekanik paduan Mg, dimana fasa Mg<sub>2</sub>Zn<sub>11</sub> diketahui akan meningkatkan kekerasan paduan Mg-Zn-Ca<sup>[17]</sup>. Fasa intermetalik Mg<sub>2</sub>Zn<sub>11</sub> ditemukan pada paduan Mg-29Zn-1Ca dan Mg-53Zn-4Ca namun

tidak ditemukan pada paduan Mg-3Zn-1Ca. Hal ini menunjukkan bahwa penambahan sebanyak 3% berat Zn pada paduan Mg tidak akan terlalu banyak mengubah sifat paduan Mg-Zn-Ca.

Dari analisis XRD, dapat dilihat bahwa dua waktu tahan *sintering* tidak banyak memberikan pengaruh yang berbeda dari puncak-puncak karakteristik fasa yang terbentuk. Hal ini menunjukkan pengaruh komposisi lebih dominan dalam membentuk fasa intermetalik yang akan meningkatkan kekuatan paduan Mg. Hanya saja, terlihat dengan waktu tahan 10 jam, pada paduan Mg-29Zn-1Ca dan Mg-3Zn-1Ca tidak ditemukan fasa MgO. Waktu tahan hingga 10 jam akan memberikan durasi difusi Zn yang lebih panjang untuk dapat bereaksi dengan Mg dan mengurangi kecenderungan terbentuknya MgO. MgO sendiri merupakan fasa yang dihindari karena akan mengurangi kekuatan paduan Mg. Selain itu, pada paduan Mg-3Zn-1Ca terlihat perbedaan puncak utama karakteristik antara sampel dengan waktu tahan 5 jam dan 10 jam. Untuk paduan Mg-3Zn-1Ca dan Mg-29Zn-1Ca, puncak karakteristik utama paduan Mg adalah pada  $2\theta = 36,7^\circ$ , namun terlihat pada paduan Mg-3Zn-1Ca-5 jam puncak karakteristik utama adalah pada  $2\theta = 47,8^\circ$ , sedangkan paduan Mg-29Zn-1Ca-5 jam puncak karakteristik utama adalah pada  $2\theta = 57,4^\circ$ . Perbedaan puncak karakteristik dapat diakibatkan perubahan orientasi kristal paduan sebagai akibat pemberian tekanan kompaksi yang uniaksial. Penambahan waktu *sintering* hingga 10 jam akan mengembalikan puncak karakteristik paduan Mg pada  $2\theta = 36,7^\circ$ , sehingga proses rekristalisasi dapat terjadi.



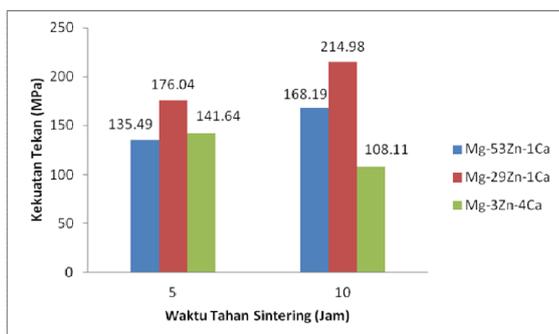
Gambar 2. Kurva XRD untuk paduan Mg setelah proses *sintering*

## B. Pengujian Tekan

Berdasarkan Gambar 3, dengan waktu tahan yang sama diketahui bahwa paduan Mg-29Zn-1Ca memiliki nilai kekuatan tekan yang paling tinggi. Peningkatan kekuatan tekan paduan Mg-29Zn-1Ca dipengaruhi oleh terbentuknya fasa intermetalik seperti terlihat pada struktur mikro paduan (Gambar 1). Hal ini sejalan dengan hasil analisis XRD bahwa ditemukan fasa intermetalik  $Mg_2Zn_{11}$  (Gambar 2). Pada paduan Mg-53Zn-4Ca juga diperoleh fasa intermetalik  $Mg_2Zn_{11}$ , namun dengan nilai dasar kekuatan tekan Zn yang lebih rendah dibandingkan dengan kekuatan Mg maka nilai penguatan paduan tidak akan maksimal.

Penambahan waktu tahan *sintering* dari 5 jam hingga 10 jam meningkatkan kekuatan tekan paduan Mg-29Zn-1Ca dan juga Mg-53Zn-4Ca. Peningkatan kekuatan tekan didasari penambahan durasi difusi Zn pada paduan Mg. Hal ini sejalan dengan struktur mikro pada Gambar 1 dimana presipitasi berbentuk *lamellae* yang dihasilkan lebih lebar dan seragam. Mekanisme penguatan paduan dikenal dengan *grain boundary strengthening*<sup>[15]</sup>. Peningkatan kekuatan paduan Mg-29Zn-1Ca dari 176 MPa hingga 214 MPa, membuat paduan Mg memiliki nilai kekuatan tekan yang lebih besar dari tulang<sup>[7]</sup>.

Hal yang berbeda terlihat pada paduan Mg-3Zn-1Ca, adanya penambahan waktu tahan *sintering* mengurangi kekuatan tekan paduan. Pada paduan dengan 3% berat Zn tidak ditemukan fasa intermetalik sehingga peningkatan kekuatan tekan tidak optimal. Dengan tidak terbentuknya fasa intermetalik, maka tidak ada pula pembatasan *grain growth* yang dapat terjadi dengan penambahan waktu tahan *sintering*.

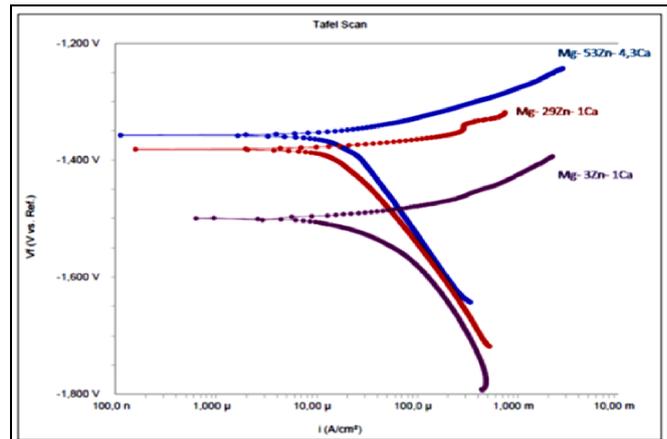


Gambar 3. Grafik kekuatan tekan vs waktu tahan *sintering*

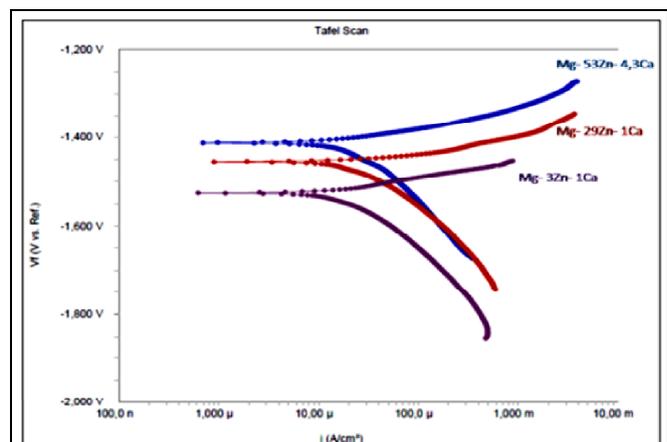
## C. Pengujian Elektrokimia

Gambar 4 menunjukkan kurva Tafel hasil pengujian elektrokimia pada paduan Mg di dalam larutan Hank's, sedangkan data

parameter elektrokimia ketahanan korosi dapat dilihat pada Tabel 3. Berdasarkan Tabel 3, Paduan Mg-3Zn-1Ca-10 jam memiliki nilai potensial korosi yang paling rendah (-1,53  $V_{SCE}$ ) sedangkan paduan Mg-53Zn-4Ca-5 jam memiliki nilai potensial korosi yang paling tinggi (-1,36  $V_{SCE}$ ). Dapat dilihat bahwa terjadi perbaikan sifat ketahanan korosi dengan penambahan Zn. Peningkatan nilai potensial korosi diakibatkan oleh perbedaan potensial korosi Zn yang lebih positif jika dibandingkan dengan Mg<sup>[3]</sup>.



(a)



(b)

Gambar 4. Kurva Tafel polarisasi potensiodinamik pada paduan Mg dalam larutan Hank's dengan waktu tahan; (a) 5 jam dan (b) 10 jam

Tidak hanya dipengaruhi penambahan Zn, terlihat dalam Tabel 3 bahwa dengan penambahan waktu *sintering* hingga 10 jam akan menurunkan nilai potensial korosi paduan Mg (Mg-3Zn-1Ca dari -1,5 menjadi -1,53  $V_{SCE}$ ; Mg-29Zn-1Ca dari -1,38 menjadi -1,45; dan Mg-53Zn-4Ca dari -1,36 menjadi -1,4). Pengaruh waktu tahan terhadap ketahanan korosi sesuai dengan pengaruh waktu tahan terhadap struktur mikro paduan (Gambar 1) dimana presipitasi berbentuk *lamellae* yang

dihasilkan lebih lebar dan seragam. Terbentuknya presipitasi yang lebar pada batas butir dalam paduan terner Mg-Zn-Ca menimbulkan kondisi yang lebih galvanik antara  $\alpha$ -Mg dengan fasa intermetalik.

Tabel 3. Parameter elektrokimia paduan Mg-Zn-Ca dalam larutan Hank's dari pengujian polarisasi

Kode Paduan	Waktu Tahan (jam)	Potensial Korosi $E_{corr}$ ( $V_{SCE}$ )	Laju Korosi (mmpy)
Mg-3Zn-1Ca	5	-1,5	0,49
Mg-3Zn-1Ca	10	-1,53	0,46
Mg-29Zn-1Ca	5	-1,38	0,32
Mg-29Zn-1Ca	10	-1,45	0,48
Mg-53Zn-4Ca	5	-1,36	0,32
Mg-53Zn-4Ca	10	-1,41	0,38

Fenomena ini diakibatkan oleh tidak adanya lapisan intermetalik Mg-Zn-Ca untuk membentuk lapisan pasivasi yang stabil sehingga ketahanan korosi pun menurun<sup>[5]</sup>. Meskipun terjadi penurunan potensial korosi, nilai potensial korosi yang diperoleh lebih baik dibandingkan dengan potensial Mg murni dalam larutan Hank's ( $-1,9 V_{SCE}$ )<sup>[18]</sup>.

Tidak hanya itu, Tabel 3 juga menggambarkan laju korosi paduan Mg berada pada 0,32-0,49 mmpy. Penambahan waktu tahan *sintering* mempertinggi laju korosi paduan Mg-29Zn-1Ca dan Mg-53Zn-4Ca. Meskipun demikian, nilai ketahanan korosi yang diperoleh lebih baik dibandingkan dengan laju korosi paduan Mg pada literatur (Mg-Ca-xZn: 4,12-7,26 mmpy)<sup>[6]</sup>.

#### 4. KESIMPULAN

Pada studi kali ini, dilakukan optimasi waktu tahan *sintering* dalam proses metalurgi paduan Mg-3Zn-1Ca, Mg-29Zn-1Ca, dan Mg-53Zn-4Ca. Analisis struktur mikro menunjukkan bahwa penambahan waktu tahan *sintering* hingga 10 jam akan menyebabkan terbentuknya presipitat yang lebih besar dan lebar dibandingkan paduan dengan waktu tahan *sintering* selama 5 jam. Sedangkan dari hasil analisis XRD, diketahui bahwa paduan Mg-29Zn-1Ca dan Mg-53Zn-1Ca tersusun atas fasa  $\alpha$ -Mg, fasa intermetalik, dan juga MgO. Waktu tahan *sintering* yang lebih lama akan memberikan durasi proses difusi Zn yang lebih panjang sehingga waktu tahan *sintering* selama 10 jam mengurangi kecenderungan terbentuknya fasa MgO yang tidak diinginkan dalam paduan Mg-Zn-Ca. Pengujian kuat tekan yang telah dilakukan menunjukkan bahwa

paduan Mg-29Zn-1Ca memiliki nilai kekuatan tekan yang paling tinggi dibandingkan dengan paduan lain untuk waktu tahan *sintering* yang sama. Penambahan waktu tahan *sintering* dari 5 jam hingga 10 jam meningkatkan kekuatan tekan paduan Mg-29Zn-1Ca dan juga Mg-53Zn-4Ca, namun menurunkan kekuatan tekan paduan Mg-3Zn-1Ca. Tetapi, penambahan waktu tahan *sintering* terlihat menurunkan ketahanan korosi paduan Mg. Oleh sebab itu, waktu *sintering* yang optimum pada studi kali ini adalah selama 5 jam. Selain itu, dari pengujian elektrokimia terlihat bahwa paduan Mg yang dihasilkan memiliki laju korosi yang relatif baik sehingga dapat diteliti lebih lanjut untuk diaplikasikan sebagai implan biomedis.

#### UCAPAN TERIMAKASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Pusat Penelitian Metalurgi dan Material – LIPI yang telah mendanai penelitian ini melalui Kegiatan Kompetensi Inti tahun 2015.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] G. J. Kipouros, W. F. Caley, and D. P. Bishop, "On the advantages of using powder metallurgy in new light metal alloy design," *Metallurgical and Materials Transactions A.*, vol. 37, pp. 3429-3436, 2006.
- [2] M. Yusoff and Z. Hussain, "Effect of Sintering Parameters on Microstructure and Properties of Mechanically Alloyed Copper-Tungsten Carbide Composite," *International Journal of Materials, Mechanics and Manufacturing IJMMM.*, vol. 1, pp. 283-286, 2013.
- [3] X. Gu, Y. Zheng, S. Zhong, T. Xi, J. Wang, and W. Wang, "Corrosion of, and cellular responses to Mg-Zn-Ca bulk metallic glasses," *Biomaterials.*, vol. 31, pp. 1093-1103, 2010.
- [4] Franciska P. Lestari, Ardi Tri, Dhyah Annur, I Nyoman GPA, M.Syaiful Anwar, Ika Kartika, "Studi Penambahan Unsur Ca pada paduan Biner Mg-Ca terhadap pembentukan Fasa dan Korosi In-Vitro untuk Aplikasi Implan Mampu Luruh," *Metalurgi.*, vol. 30, No. 2, pp.63-70, 2015.
- [5] W.-C. Kim, J.-G. Kim, J.-Y. Lee, and H.-K. Seok, "Influence of Ca on the corrosion properties of magnesium for biomaterials," *Materials Letters.*, vol. 62, pp. 4146-4148, 2008.

- [6] H. R. Bakhsheshi-Rad, E. Hamzah, A. Fereidouni-Lotfabadi, M. Daroonparvar, M. A. M. Yajid, M. Mezbahul-Islam, *et al.*, "Microstructure and bio-corrosion behavior of Mg-Zn and Mg-Zn-Ca alloys for biomedical applications," *Materials and Corrosion.*, vol. 65, pp. 1178-1187, 2014.
- [7] M. P. Staiger, A. M. Pietak, J. Huadmai, and G. Dias, "Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review," *Biomaterials*, vol. 27, pp. 1728-1734, 2006.
- [8] Y. Q. Wang, M. Z. Li, C. Li, X. Y. Li, L. Q. Fan, and T. Jia, "The effect of Ca on corrosion behavior of heat-treated Mg-Al-Zn alloy," *Materials and Corrosion.*, vol. 63, pp. 497-504, 2012.
- [9] E. Zhang, D. Yin, L. Xu, L. Yang, and K. Yang, "Microstructure, mechanical and corrosion properties and biocompatibility of Mg-Zn-Mn alloys for biomedical application," *Materials Science and Engineering: C.*, vol. 29, pp. 987-993, 2009.
- [10] Z. Li, X. Gu, S. Lou, and Y. Zheng, "The development of binary Mg-Ca alloys for use as biodegradable materials within bone," *Biomaterials.*, vol. 29, pp. 1329-1344, 2008.
- [11] Y. Sun, B. Zhang, Y. Wang, L. Geng, and X. Jiao, "Preparation and characterization of a new biomedical Mg-Zn-Ca alloy," *Materials & Design.*, vol. 34, pp. 58-64, 2012.
- [12] Z. S. Seyedraoufi and S. Mirdamadi, "Synthesis, microstructure and mechanical properties of porous Mg-Zn scaffolds," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.*, vol. 21, pp. 1-8, 2013.
- [13] D. Annur, F. P. L., A. Erryani, M. I. Amal, L. S. Sitorus, and I. Kartika, "The synthesis and characterization of Mg-Zn-Ca alloy by powder metallurgy process," *AIP Conference Proceedings.*, vol. 1725, p. 020032, 2016.
- [14] H. Kuwahara, Y. Al-Abdullat, N. Mazaki, S. Tsutsumi, and T. Aizawa, "Precipitation of Magnesium Apatite on Pure Magnesium Surface during Immersing in Hank Solution," *Materials Transactions.*, vol. 42, pp. 1317-1321, 2001.
- [15] S. Zhang, X. Zhang, C. Zhao, J. Li, Y. Song, C. Xie, *et al.*, "Research on an Mg-Zn alloy as a degradable biomaterial," *Acta Biomaterialia.*, vol. 6, pp. 626-640, 2010.
- [16] Y. F. Zheng, X. N. Gu, and F. Witte, "Biodegradable metals," *Materials Science and Engineering: R: Reports.*, vol. 77, pp. 1-34, 2014.
- [17] H. R. A. Bidhendi and M. Pouranvari, "Corrosion Study of Metallic Biomaterials in Simulated Body Fluid," *Metalurgija- MJoM.*, vol. 17, pp. 13-22, 2011.
- [18] N. T. Kirkland, N. Birbilis, J. Walker, T. Woodfield, G. J. Dias, and M. P. Staiger, "In-vitro dissolution of magnesium-calcium binary alloys: Clarifying the unique role of calcium additions in bioresorbable magnesium implant alloys," *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials.*, vol. 95B, pp. 91-100, 2010.

