LAJU DAN MORFOLOGI KOROSI PADUAN LOGAM BERPORI Mg-Ca-Zn DENGAN *FOAMING AGENT* CaCO_3

CORROSION RATE AND MORPHOLOGY OF POROUS METAL ALLOY Mg-Ca-Zn WITH CaCO_3 AS FOAMING AGENT

Aprilia Erryani^{1,*}, Franciska Pramuji Lestari¹, Dhyah Annur¹, M. Ikhlasul Amal¹, dan Ika Kartika¹

¹Pusat Penelitian Metalurgi dan Material, Lembaga Ilmu Pengetahuan Indonesia,
Gedung 470, Kawasan Puspiptek Serpong Tangerang Selatan, 15314, Indonesia

*E-mail: apri011@lipi.go.id

ARTICLE INFO

Article history:

Received date

21 July 2016

Received in revised form date

28 August 2017

Accepted date

29 August 2017

Available online date

31 May 2018

Abstract

Magnesium alloy is a material that has been developed as a bio-degradable implant material in orthopedic applications. Magnesium alloys have good biocompatibility, biodegradability, and good mechanical properties which make them have the potential to be used as a biomedical material. The main objective of this paper is to investigate corrosion rate and morphology after corrosion of biocompatibility of implant-based alloys Mg-Ca-Zn with CaCO_3 as a foaming agent. Mg-Ca-Zn Alloy was made by the method of powder metallurgy with the addition of CaCO_3 as a foaming agent with three variations of composition (96Mg-Ca-3Zn- CaCO_3 , 91Mg-Ca-3Zn-5 CaCO_3 , and 86Mg-Ca-3Zn-10 CaCO_3 wt%). Sintering process was carried out at 600 °C and 650 °C with a holding time of five hours. Corrosion test was performed using G750 Gamry Instrument in accordance with ASTM standard G5-94. Simulated body fluid electrolyte used is Hank's solution with a pH value of 7.4 and a temperature of 37 °C. Then the analysis of the microstructure after corrosion test was conducted using scanning electron microscopy (JEOL, JSM-6390A Japan) equipped with energy dispersive spectrometry data (EDS). Alloy corrosion rate of Mg-Ca-Zn- CaCO_3 increases with the amount of CaCO_3 in the alloy and the temperature rise in the sintering. From the test results, the smallest corrosion rate is in the alloy 91Mg-Ca-3Zn- CaCO_3 at 600 °C sintering (58.3045 mpy) and the highest occurs in alloy 86Mg-Ca-3Zn-10 CaCO_3 at 650 °C sintering (91.4007 mpy). Surface morphology of the alloy after the corrosion process is the type of volcano. This localized corrosion occurs where an electrochemical reaction takes place to form a distinctive structure with a circle and a hole in the middle.

Keywords: Mg alloys, Biodegradable, Powder metallurgy, Porous metals, Corrosion rate

Kata kunci:

Paduan Mg
Mampu luruh
Metalurgi serbuk
Logam berpori
Laju korosi.

Abstrak

Paduan magnesium merupakan material yang banyak dikembangkan sebagai material implan *biodegradable* pada aplikasi *orthopedic*. Paduan magnesium memiliki biokompatibilitas baik, mampu luruh dan sifat mekanik yang bagus serta memiliki potensi untuk digunakan sebagai material biomedis. Tujuan utama dari artikel ini untuk menyelidiki laju dan morfologi hasil korosi pada paduan *implant biocompatible* berbasis Mg-Ca-Zn dengan CaCO_3 sebagai *foaming agent*. Mg-Ca-Zn Alloy dibuat dengan metode metalurgi serbuk dengan penambahan CaCO_3 sebagai *foaming agent* dengan tiga variasi komposisi (96Mg-Ca-3Zn- CaCO_3 , 91Mg-Ca-3Zn-5 CaCO_3 , dan 86Mg-Ca-3Zn-10 CaCO_3 wt%). Proses sintering dilakukan pada 600 °C dan 650 °C dengan waktu tahan lima jam. Pengujian korosi dilakukan menggunakan *Gamry Instrument G750* sesuai dengan standar ASTM G5-94. Cairan elektrolit tubuh simulasi yang digunakan adalah larutan Hank's dengan nilai pH 7,4 dan suhu 37 °C. Analisis struktur mikro setelah pengujian korosi dilakukan dengan menggunakan *scanning electron microscopy* (JEOL, JSM-6390A Japan) yang dilengkapi dengan data spektrometri dispersi energi (EDS). Laju korosi paduan Mg-Ca-Zn- CaCO_3 meningkat seiring dengan bertambahnya jumlah CaCO_3 dalam paduan dan kenaikan suhu pemanasan. Dari hasil pengujian, laju korosi paling kecil adalah pada paduan 91Mg-Ca-3Zn- CaCO_3 pada pemanasan 600 °C, yaitu 58,3045 mpy dan laju korosi paling besar terjadi pada paduan 86Mg-Ca-3Zn-10 CaCO_3 pada pemanasan 650 °C, yaitu 91,4007 mpy. Morfologi permukaan paduan setelah proses korosi termasuk tipe *volcano*, proses korosi terjadi terlokalisasi dimana reaksi elektrokimia terjadi sehingga membentuk struktur yang khas dengan bentuk lingkaran dan lubang di tengahnya.

© 2018 Widyariset. All rights reserved

PENDAHULUAN

Kemajuan teknologi baik obat-obatan dan material rekayasa akan mengintensifkan penelitian tentang biomaterial baru. Dalam beberapa tahun terakhir, semua perhatian terfokus pada material *biodegradable* yang berfungsi memberi dukungan sementara untuk patah tulang dan kemudian akan larut dalam tubuh manusia tanpa merugikan kesehatannya (Nowosielski, R; Cesarz, K; Babilas 2013). Setiap benda asing yang dimasukkan ke dalam tubuh manusia secara biologis harus bersifat *inert*. Akan tetapi perlu diketahui bahwa setelah proses implantasi, permukaan implan akan diserang oleh jaringan dan cairan tubuh yang memiliki sifat korosif

yang kuat. Oleh karena itu, banyak peneliti berkonsentrasi pada pengembangan metode agar bisa melindungi implan dari kontak langsung dengan jaringan. Saat ini, perkembangan ilmu material tidak hanya memungkinkan isolasi efektif implan dari jaringan, tetapi juga memungkinkan untuk menyimulasikan pertumbuhan jaringan tulang (Kręcis, B; Kieć, S; Chomiczewska 2012; Surowska 2009).

Komposisi kimia dari implan menentukan sifat perubahannya dalam tubuh makhluk hidup. Paduan logam untuk material implan juga harus memiliki ketahanan korosi yang baik dalam lingkungan jaringan dan cairan tubuh, serta sifat mekanik yang dibutuhkan untuk transfer

beban. Implan *biodegradable* tidak memerlukan lapisan pelindung pada permukaannya, karena komposisi kimia mereka didasarkan pada unsur-unsur yang biokompatibel. Unsur-unsur ini terdapat dalam tubuh dalam jumlah besar dan memiliki fungsi biologis yang mendasar (Witte et al. 2010).

Magnesium (Mg) dan paduannya memiliki biokompatibilitas dan sifat mekanik yang baik. Magnesium dan paduannya juga berpotensi untuk menjadi material yang dapat terdegradasi untuk aplikasi medis (Zhang et al. 2010). Zinc (Zn) digunakan sebagai unsur paduan untuk meningkatkan ketahanan korosi pada paduan magnesium, sedangkan kalsium (Ca) merupakan komponen utama dalam tulang yang dapat meningkatkan proses penyembuhan jaringan tulang (Staiger, M. P; Pietak and Huadmai, J.D 2006). Paduan Mg-Ca-Zn merupakan material implan *bio-inert* yang sedang dikembangkan baru-baru ini. Tubuh manusia memiliki toleransi inheren untuk Mg, Zn, dan Ca. Pada tubuh orang dewasa, batas aman untuk elemen tersebut adalah 1000 mg/hari Ca (Food and Nutrition Board and Institute of Medicine 1997) Recommended Dietary Allowances (RDAs, 420 mg/hari Mg (Vormann 2003), dan 10 mg/hari Zn (Medicine 2011).

Logam berpori adalah jenis material yang memiliki kombinasi unik dari sifat fisik dan sifat mekanik, yang menghasilkan material yang digunakan dalam industri penerbangan, otomotif dan *biomedical* (Banhart 2001; Rabiei, A; O'Neill 2005). Pengembangan material yang memiliki permukaan atau porositas yang besar dalam aplikasi medis menjadi salah satu pertimbangan untuk menyelesaikan masalah pergeseran implan dan adanya *stress shielding*. Material struktur berpori bertujuan untuk menghasilkan permukaan kasar yang meningkatkan gaya gesek antara

implan dan tulang di sekitarnya, sehingga memberikan stabilitas awal yang lebih baik untuk implan. Setelah implantasi, tulang tumbuh ke permukaan material berpori dan membantu untuk mengamankan stabilitas jangka panjang implan (Ryan, Pandit, and Apatsidis 2006; Lefebvre, L.P; Banhart and Dunand; David 2008). Struktur berpori pada paduan Mg-Ca-Zn dapat diperoleh dengan penggunaan *foaming agent*. Karbonat merupakan salah satu *foaming agent* yang digunakan dalam pembuatan paduan logam seluler. Karbonat melepaskan CO₂ pada pemanasan dan setelah dekomposisi akan meninggalkan oksida (Ing 2009). Karbonat tidak seperti hidrida dimana atom logam tetap akan membentuk paduan dengan matriks. Selain itu, reaksi antara gas (CO dan CO₂) dengan paduan logam menimbulkan perbedaan dalam karakteristik pori yang terbentuk. CaCO₃ memiliki potensi sebagai *foaming agent* karena dalam pandangan nilai ekonomi menggunakan biaya yang rendah (Lide 2005).

Pada pengujian termal terhadap paduan Mg-Ca-Zn-xCaCO₃ dengan menggunakan instrumen *Simultaneous Thermal Analysis* (STA), diperoleh hasil dimana terjadi reaksi endotermik pada suhu 620 °C. Pada saat terjadinya reaksi endotermik ini diperkirakan telah terjadi reaksi dekomposisi *foaming agent* pada paduan yang kemudian menghasilkan pori (Erryani, A; Utomo, H.M.J; Lestari, F.P; Kartika 2015).

Istilah *biodegradable* pada implan berarti material memiliki sifat korosi atau degradasi dalam tubuh manusia (Zheng, Y.F.; Gu, X.N.; Witte 2014). *Biodegradable* implan secara perlahan terkorosi dalam tubuh manusia setelah fungsinya selesai karena jaringan yang sebelumnya digantikan telah tumbuh dan bisa berfungsi kembali. Pada penelitian ini akan dipelajari laju korosi pada paduan Mg-Ca-Zn dan

bagaimana morfologi permukaan setelah proses korosi terjadi.

METODE

Penelitian ini menggunakan serbuk Mg 98,5%, Zn 99%, Ca 98%, dan CaCO_3 98,96% dengan ukuran partikel Mg 0,06-0,3 mm, Zn < 45 μm , Ca dalam bentuk granular dan CaCO_3 < 30 μm dari produksi Merck KgaA, Jerman. Mg dan Zn sebagai paduan utama dicampurkan dengan CaCO_3 yang berfungsi sebagai *foaming agent* dengan komposisi: 96Mg-Ca-3Zn- CaCO_3 , 91Mg-Ca-3Zn-5 CaCO_3 , dan 86Mg-Ca-3Zn-10 CaCO_3 wt%. Proses pencampuran dilakukan dengan menggunakan *shaker mill* selama lebih kurang dua jam untuk mendapatkan ukuran serbuk yang homogen. Kemudian paduan dikompaksi dengan tekanan 100 MPa selama dua menit dan 200 MPa selama tiga menit. Kemudian sampel dipanaskan pada *tube furnace* dalam suasana Argon. Proses pemanasan dilakukan hingga suhu 600 °C dan 650 °C dengan laju kenaikan suhu 5 °/min dan waktu tahan lima jam.

Pengujian korosi dilakukan dengan menggunakan *Gamry Instrument G750* sesuai dengan standar ASTM G5-94. Sampel di-*mounting* setelah sebelumnya telah dihubungkan dengan kabel ukuran 1 mm. Setelah di-*mounting* permukaan sampel dihaluskan dengan menggunakan amplas. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan tiga sel elektroda, yaitu elektroda kalomel (SCE), elektroda grafit (elektroda lawan), dan sampel sebagai elektroda kerja. Cairan elektrolit tubuh simulasi yang digunakan adalah larutan Hank's dengan nilai pH 7,4 dan suhu 37 °C. Sebelum dilakukan pengukuran, sampel didiamkan dalam larutan Hank's selama satu jam sebelum dilakukan pengukuran. Larutan Hank's disusun dengan meng-

gunakan bahan kimia laboratorium dengan komposisi sebagai berikut.

Tabel 1. Komposisi larutan Hank's

Komponen	Komposisi (g/ml)
CaCl_2	0.14
KCl	0.4
KH_2PO_4	0.06
$\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$	0.1
$\text{MgSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$	0.1
NaCl	8.0
NaHCO_3	0.35
Na_2HPO_4	0.048
Glukosa	1.0

Kemudian analisis struktur mikro setelah pengujian korosi menggunakan *scanning electron microscopy* (JEOL, JSM-6390A Japan) yang dilengkapi dengan data spektrometri dispersi energi (EDS).

HASIL DAN PEMBAHASAN

Laju korosi dihitung dengan menggunakan metode ekstrapolasi grafik tafel. Grafik tafel menggambarkan kinetika elektrokimia yang dihubungkan dengan laju polarisasi terhadap laju reaksi elektrokimia. Plot grafik tafel menghasilkan persamaan yang digunakan untuk mengidentifikasi besarnya laju korosi (Popova, S.N; White, F; Drazic 1990). Pada penelitian ini dilakukan dua suhu pemanasan, yaitu 600 °C dan 650 °C dengan masing-masing waktu tahan lima jam. Variasi suhu dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui laju korosi optimum yang diperoleh dengan beberapa perbedaan suhu pemanasan. Kondisi larutan Hank's sebagai cairan elektrolit tubuh simulasi sangat memengaruhi keakuratan hasil pengujian laju korosi. Larutan Hank's yang akan digunakan pada pengujian harus dalam keadaan segar, sehingga harus dibuat sesaat sebelum pengujian untuk menjaga kualitas larutan terutama pH.

Gambar grafik tafel uji elektrokimia pada pembakaran 600 °C disajikan pada Gambar 1.

Gambar 1: Grafik Tafel hasil pengujian korosi a) Mg-Ca-Zn-CaCO₃, b) Mg-Ca-Zn-5CaCO₃, dan c) Mg-Ca-Zn-10CaCO₃ pada suhu pembakaran 600 °C

Luas permukaan sampel pada pengujian ini adalah 0,8 cm², berat ekivalen 12,15 dengan nilai densitas 1,74 g/cm³ mendekati nilai densitas Mg yang merupakan elemen mayor pada paduan. Data tersebut adalah parameter-parameter yang sangat penting pada penentuan nilai laju korosi. Perbandingan hasil uji korosi dapat dilihat pada Tabel 2.

Tabel 2. Laju korosi pada suhu pemanasan 600 °C

No	Komposisi	I_{corr}	E_{corr}	Laju Korosi (mpy)
1	96Mg-Ca-3Zn-CaCO ₃	$64,8 \times 10^{-6}$	-1,42	58,3045
2	91Mg-Ca-3Zn-5CaCO ₃	$81,2 \times 10^{-6}$	-1,5	73,01281
3	86Mg-Ca-3Zn-10CaCO ₃	92×10^{-6}	-1,56	82,76558

Dari data perbandingan laju korosi diatas dapat dilihat bahwa laju korosi akan meningkat seiring dengan penambahan *foaming agent* pada paduan. Lain halnya dengan potensial korosi (E_{corr}) yang mengalami penurunan seiring dengan bertambahnya jumlah *foaming agent* pada paduan. Pada rapat arus (I_{corr}) dapat dilihat pada tabel bahwa nilai I_{corr} bertambah dan akan mengakibatkan laju korosi meningkat. Untuk proses pada suhu yang lebih tinggi, yaitu 650 °C, gambar grafik tafel disajikan pada Gambar 2 dan perbandingan laju korosi disajikan pada Tabel 3.

Gambar 2: Grafik tafel hasil pengujian korosi a) Mg-Ca-Zn-CaCO₃, b) Mg-Ca-Zn-5CaCO₃, dan c) Mg-Ca-Zn-10CaCO₃ pada suhu pemanasan 650 °C

Tabel 3. Laju korosi pada suhu pemanasan 650 °C

No	Komposisi	I_{corr}	E_{corr}	Laju Korosi (mpy)
1	96Mg-Ca-3Zn-CaCO ₃	$76,8 \times 10^{-6}$	-1,5	69,05432
2	91Mg-Ca-3Zn-5CaCO ₃	$84,9 \times 10^{-6}$	-1,55	76,36025
3	86Mg-Ca-3Zn-10CaCO ₃	104×10^{-6}	-1,56	91,4007

Sama halnya dengan pemanasan suhu 600 °C, laju korosi akan bertambah seiring dengan bertambahnya jumlah CaCO₃ yang ada dalam paduan. Begitu juga potensial korosi menurun dengan bertambahnya jumlah *foaming agent*. Akan tetapi apabila dibandingkan di antara kedua suhu, hasil pemanasan pada suhu 650 °C memiliki nilai laju korosi lebih besar dibandingkan dengan hasil pemanasan pada suhu 600 °C. Perbedaan ini disebabkan karena jumlah pori pada pemanasan suhu 650 °C lebih banyak dibandingkan dengan pori yang dihasilkan pada pemanasan suhu 600 °C. Merujuk pada hasil STA pada paduan Mg-Ca-Zn-xCaCO₃ pada penelitian sebelumnya (Erryani, A; Utomo, H.M.J; Lestari, F.P; Kartika 2015) dan berdasarkan hasil analisis SEM pada permukaan paduan (Erryani, A; Lestari, F.P; Annur, D Kartika, I; Sriyono 2015), kenaikan laju korosi pada paduan terjadi karena pengaruh bertambahnya jumlah pori yang dihasilkan dari proses pemanasan. Dengan kehadiran pori pada permukaan mengakibatkan bertambahnya luas permukaan sentuh sehingga lebih mudah mengalami proses korosi.

Gambar 3: Morfologi permukaan sebelum pengujian korosi pada paduan Mg-Ca-Zn-CaCO₃ pemanasan 600 °C.

Pada dasarnya penambahan unsur Ca dan Zn pada paduan Mg dapat memengaruhi laju korosi. Penambahan Zn pada paduan Mg dapat meningkatkan potensial korosi, karena Zn memiliki keelektronegatifan yang cukup tinggi (Popova, S.N; White, F; Drazic 1990). Sebaliknya, kehadiran Zn dapat menurunkan ketahanan korosi (Zhang et al. 2010). Sedangkan kehadiran Ca pada paduan dapat meningkatkan ketahanan korosi karena terbentuknya fasa Mg₂Ca, Ca₂Mg₆Zn₃ dan Ca₂Mg₃Zn₁₃ (Erryani, A; Lestari, F.P; Annur, D Kartika, I; Sriyono 2015). Kehadiran Ca dapat memperbaiki ukuran butir sampai batas tertentu dan memberikan kontribusi untuk menguatkan batas butir (Lu 2014).

Gambar 4: Morfologi permukaan sebelum pengujian korosi pada paduan Mg-Ca-Zn-CaCO₃ pemanasan 650 °C.

Diketahui bahwa kurva polarisasi katodik (Gambar 1 dan 2) memperlihatkan evolusi katodik hidrogen melalui pengurangan air, sementara kurva polarisasi anodic melakukan penguraian magnesium. Hal ini setara dengan sampel paduan Mg-Ca-Zn yang menunjukkan arus terendah reaksi evolusi hidrogen. Oleh karena itu, semakin rendah nilai evolusi katodik hidrogen maka ketahanan korosi semakin menurun. Penambahan *foaming agent* pada paduan dengan tujuan membuat pori akan menurunkan ketahanan korosi pada paduan. Dibandingkan dengan laju korosi magnesium murni yaitu sekitar 157,48 mpy, nilai laju korosi paduan Mg-Ca-Zn

yang diperoleh masih jauh lebih kecil meskipun adanya kehadiran *foaming agent* yang dapat menurunkan ketahanan korosi. Hal ini terjadi karena terbentuknya fasa intermetalik akibat proses pemanasan pada paduan, yaitu fase Mg_2Ca , $Ca_2Mg_6Zn_3$, dan $Ca_2Mg_5Zn_{13}$ (Erryani, A; Lestari, F.P; Annur, D Kartika, I; Sriyono 2015).

Setelah pengujian laju korosi, morfologi permukaan paduan diperiksa menggunakan SEM yang terlihat pada Gambar 3 dan 4.

Gambar 5: Morfologi permukaan setelah pengujian korosi pada paduan Mg-Ca-Zn- $CaCO_3$ pemanasan 600 °C.

Setelah terekspose pada larutan Hank's, permukaan material terlihat kasar dan terjadi korosi (Lestari 2016). Struktur yang terbentuk pada permukaan setelah terkorosi seperti *volcano* (ditunjukkan dengan panah merah pada Gambar 3 dan

4) (Kalb, H; Rzany, A; Hensel 2012). Hasil tersebut memperlihatkan bahwa korosi yang terjadi terlokalisasi, seperti terlihat pada Gambar 3 dan 4 dimana disolusi Mg bersamaan terjadi dengan evolusi H_2 . Evolusi H_2 terjadi ketika terbentuknya gelembung. Gelembung dari gas H_2 terbentuk di permukaan tertentu atau terlokalisasi dimana reaksi elektrokimia terjadi, sehingga membentuk struktur yang khas dengan bentuk lingkaran dan lubang di tengahnya.

Pada kedua suhu pemanasan, morfologi hasil korosi untuk suhu 650 °C lebih terlihat jelas struktur *volcano*-nya dibandingkan pada pemanasan suhu 600 °C. Hal ini sebanding dengan laju korosinya, bahwa dengan bertambahnya komposisi $CaCO_3$ dan suhu pemanasan, maka laju korosi semakin besar.

Gambar 6: Morfologi permukaan setelah pengujian korosi pada paduan Mg-Ca-Zn- $CaCO_3$ pemanasan 650 °C.

Evolusi H_2 selalu dari katodik, kemudian dengan fasa kedua dengan struktur *spherical* merupakan area reduksi air yang berperan sebagai katoda (Lu 2014). Disolusi Mg menghasilkan formasi produk Mg oksida ($Mg(OH)_2$) di permukaan Mg, dengan reaksi (Lu 2014):

Sesuai reaksi katodik pada persamaan 2, umumnya pH lokal meningkat karena adanya ion OH^- . Akibatnya, produk korosi mudah sekali terbentuk pada area fase kedua. Formasi $Mg(OH)_2$ distimulasikan oleh reduksi katodik air yang membebaskan OH^- dan oleh korosi anodik Mg yang membebaskan Mg^{2+} .

Selain formasi $Mg(OH)_2$, produk korosi lainnya yang terbentuk selama logam terekespos di larutan Hank's adalah O, Ca, P dan Mg (Lide 2005). Kehadiran OH^- pada permukaan Mg menyebabkan transformasi HPO_4^{2-} menjadi PO_4^{3-} . Ion Ca^{2+} dan PO_4^{3-} diharapkan dapat berdifusi dari larutan Hank's ke permukaan Mg dan menyatu di lapisan $Mg(OH)_2$ yang merupakan produk korosi. Kelarutan produk $Ca_5(PO_4)_3(OH)$ dan $Mg_3(PO_4)_2$ adalah lebih kecil daripada $Mg(OH)_2$ (Landolt 2005). Secara termodinamika, $Ca_5(PO_4)_3(OH)$ dan $Mg_3(PO_4)_2$ lebih stabil daripada $Mg(OH)_2$. Dengan demikian dapat dikatakan bahwa produk akhir dari korosi, yaitu $Mg(OH)_2$, $Ca_5(PO_4)_3(OH)$ dan $Mg_3(PO_4)_2$ (Speil, S; Berkelharmer, L. H; Pask, J.A; Davis 1945). Dari hasil EDS (Gambar 6) sampel setelah uji elektrokimia di bawah ini juga terlihat unsur-unsur seperti Cl yang ke-

ungkinan besar dari larutan Hank's serta Mg, Ca, Zn dan C.

ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.3830

Element (keV)	Mass%	Error%	Atom%	K
C K 0.277	19.19	0.69	28.48	4.8823
O K 0.525	35.21	0.65	39.23	40.6261
Mg K 1.253	41.39	0.31	30.35	47.4251
Cl K 2.621	1.22	0.33	0.61	1.8779
Ca K 3.690	3.00	0.48	1.33	5.1886
Total	100.00		100.00	

Gambar 7. Hasil EDS paduan perpori Mg-Ca-Zn- $CaCO_3$ setelah dilakukan proses uji korosi.

KESIMPULAN

Laju korosi paduan Mg-Ca-Zn- $CaCO_3$ meningkat seiring dengan bertambahnya jumlah $CaCO_3$ dalam paduan dan kenaikan suhu pemanasan. Dengan kata lain, bertambahnya jumlah $CaCO_3$ dalam paduan akan menambah jumlah pori yang terbentuk sehingga mengakibatkan kenaikan pada laju korosi paduan. Laju korosi paling kecil terdapat pada paduan 91Mg-Ca-3Zn- $CaCO_3$ pada suhu pemanasan 600 °C, yaitu 58,3045 mpy dan laju korosi paling besar terjadi pada paduan 86Mg-Ca-3Zn-

10CaCO₃ pada suhu pemanasan 650 °C, yaitu 91,4007 mpy. Morfologi permukaan paduan setelah proses korosi termasuk tipe *volcano*, proses korosi terjadi terlokalisasi dimana reaksi elektrokimia terjadi, sehingga membentuk struktur yang khas dengan bentuk lingkaran dan lubang di tengahnya.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penelitian ini didukung oleh dana DIPA dari Pusat Penelitian Metalurgi dan Material, Lembaga Ilmu Pengetahuan Indonesia (LIPI). Penulis mengucapkan terima kasih kepada Laboratorium Pengujian SEM Pusat Penelitian Metalurgi dan Material LIPI untuk pengujian SEM-EDS dan terima kasih untuk laboratorium korosi Pusat Penelitian Metalurgi dan Material LIPI untuk pengujian elektrokimia/laju korosi.

DAFTAR PUSTAKA

- Banhart, J. 2001. "Manufacture, Characterisation and Application of Cellular Metals and Metal Foams." *Progress in Materials Science* 46 (6): 559–632. doi:10.1016/S0079-6425(00)00002-5.
- Erryani, A; Utomo, H.M.J; Lestari, F.P; Kartika, I. 2015. "Analysis Termal Paduan Mg-Ca-Zn-CaCO₃ sebagai Study Awal Penentuan Suhu Pembakaran pada Pembuatan Paduan Logam Berpori yang Biodegradable." *Prosiding 3rd Biomaterial Conference*, 66–71.
- Erryani, A; Lestari, F.P; Annur, D Kartika, I; Sriyono, B. 2015. "Structural Properties of Mg-Ca-Zn Alloy with Addition of CaCO₃ as Foaming Agent Prepared by Powder Metallurgy Method." *Proceeding The 2nd International Conference Material and Metallurgical Technology*, 423–34.
- Food And Nutrition Board, and Institue of Medicine.1997. "Dietary Reference Intakes for Calcium, Phosphorus, Magnesium, Vitamin D, and Fluoride." In *National Academy Press*, 432. Washington, DC:National Academies Press. doi:10.1111/j.1753-4887.2004tb00011.x.
- Ing, B. 2009. "A Novel Processing Route for the Manufacture of Mg with Controlled Cellular Structure." University of Canterbury.
- Kalb, H; Rzany, A; Hensel, B. 2012. "Impact of Microgalvanic Corrosion on the Degradation Morphology of WE43 and Pure Magnesium under Exposure to Simulated Body Fluid." *Corrosion Science* 57: 122–30. doi:10.1016/j.corsci.2011.12.026.
- Kręcis, B; Kieć, S; Chomiczewska, M; Dorota. 2012. "Allergy to Orthopedic Metal Implants-A Prospective Study." *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health* 25 (4): 463–69. doi:10.2478/s13382-012-0029-3.
- Landolt, B. 2005. "Phase Diagrams, Crystallographic and Thermodynamic Data Critically Evaluated by MSIT® O-Ti (Oxygen-Titanium)." In *Ternary Alloy Systems*. New York: Springer Material.
- Lefebvre, L.P; Banhart, J., and C Dunand; David. 2008. "Porous Metals and Metallic Foams: Current Status and Recent Developments." *Advanced Engineering Materials* 10 (9): 775–87.
- Lestari, F.P. 2016. "Sintesis Dan Karakterisasi Paduan Logam Berpori Mg-Ca-Zn Hasil Metalurgi Serbuk Dengan TiH₂ sebagai Foaming Agent." Universitas Indonesia.
- Lide, D. R. 2005. *CRC Handbook of Chemistry and Physics, 86th Edition*. 86th ed. Washington, DC: CRC Press.
- Lu, Y U. 2014. "Microstructure and Degradation Behaviour of Mg - Zn (- Ca) Alloys." University of Birmingham.
- Medicine, Institute of. 2011."Dietary

- Reference Intakes for Vitamin A, Vitamin K, Arsenic, Boron, Chromium, Copper, Iodine, Iron, Manganese, Molybdenum, Nickel, Silicon, Vanadium and Zinc.” In *Food and Nutrition Board IoM*, 82–146. Washington, DC: National Academies Press. doi:10.17226/10026.
- Nowosielski, R; Cesarz, K; Babilas, R. 2013. “Structure and Corrosion Properties of Mg70-xZn30Cax(x=0,4) Alloys for Biomedical Applications.” *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 58 (1): 7–15.
- Popova, S.N; White, F; Drazic, D; 1990. “Determination of Corrothion Properties of Lacquered Tinplate in Citrate Solution by DC and AC Electrochemical Method.” *Corrothion* 46(12): 1007–17.
- Rabiei, A; O’Neill, A.T. 2005. “A Study on Processing of a Composite Metal Foam via Casting.” *Materials Science and Engineering: A* 404 (1): 159–64. doi:10.1016/j.msea.2005.05.089.
- Ryan, G., A; Pandit, and D.P Apatsidis. 2006. “Fabrication Methods of Porous Metals for Use in Orthopaedic Applications.” *Biomaterials* 27 (13): 2651–70. doi:10.1016/j.biomaterials.2005.12.002.
- Speil, S; Berkelharmer, L. H; Pask, J.A; Davis, B. 1945. “Differential Thermal Analysis.” In *Technology Papers*, 664:81. University of Cambridge, Materials Science & Metallurgy.
- Staiger, M. P; Pietak, A.M; and George Huadmai, J.D. 2006. “Magnesium and Its Alloys as Orthopedic Biomaterials: A Review.” *Biomaterials* 27 (9): 1728–34. doi:10.1016/j.biomaterials.2005.10.003.
- Surowska, B. 2009. “Metallic Biomaterials and Metal-Ceramic Combination in Dental Applications.” Lublin.
- Vormann, J. 2003. “Magnesium: Nutrition and Metabolism.” *Molecular Aspects of Medicine*. doi:10.1016/S0098-2997(02)00089-4.
- Witte, F., J. Fischer, J. Nellesen, C. Vogt, J. Vogt, T. Donath, and F. Beckmann. 2010. “In Vivo Corrosion and Corrosion Protection of Magnesium Alloy LAE442.” *Acta Biomaterialia* 6 (5): 1792–99. doi:10.1016/j.actbio.2009.10.012.
- Zhang, S; X; Zhang, C; Zhao, J; Li, Y.X; Song, H; Tao, Y Zhang, Y; He, Y; Jiang, and Y Bian. 2010. “Research on an Mg-Zn Alloy as a Degradable Biomaterial.” *Acta Biomaterialia* 6 (2): 626–40. doi:10.1016/j.actbio.2009.06.028.
- Zheng, Y.F.; Gu, X.N.; Witte, F. 2014. “Biodegradable Metals.” *Materials Science and Engineering: R: Reports* 77: 1–34. doi:10.1016/j.mser.2014.01.001.