



Karakterisasi Logam Paduan Mg-Ca-Zn Untuk Aplikasi Implan Mampu Luruh Dengan Variasi Unsur Zn Dan Komposisi Foaming Agent TiH₂

Alfirano^{a,1}, Ika Kartika^{b,2}, M. Fajar Julhida^{c,3}

^aJurusan Teknik Metalurgi, Universitas Sultan Ageng Tirtayasa, Jl. Jendral Sudirman Km 3, Kotabumi Kec. Purwakarta, Kota Cilegon, Banten, 42435, Indonesia

¹E-mail:

INFO ARTIKEL

Riwayat artikel:

Diajukan pada Agustus
Direvisi pada September
Disetujui pada Oktober
Tersedia daring pada November

Kata kunci:

Biomaterial, paduan magnesium, biokompatibel, degradasi, implan mampu luruh, logam seluler, foaming agent TiH₂.

Keywords:

Biomaterial, magnesium alloy, biocompatible, degradable, implantable decay, cellular metal, foaming agent TiH₂

ABSTRAK

Paduan magnesium dianggap sebagai kandidat untuk banyak aplikasi struktural karena densitasnya yang rendah, dan sifat mekanik yang baik. Keuntungan utama dari paduan magnesium sebagai biomaterial sementara adalah sifat mekaniknya yang baik dan biokompatibel dalam tubuh. Pembuatan logam seluler paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂ pada penelitian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh variasi komposisi Zn dan foaming agent TiH₂ sebagai implan mampu luruh. Penelitian ini menggunakan Mg-Ca-Zn-TiH₂ dengan variasi komposisi Zn (3%, 6% dan 10% berat) dan variasi komposisi TiH₂ (3%, 5% dan 10% berat), serta temperatur sintering konstan 600OC dengan waktu tahan 5 jam. Pengujian yang dilakukan antara lain uji X-ray Diffraction, SEM-EDS, uji porositas, uji CMS (corrosion measurement system) dan uji kompresi. Hasil penelitian menunjukkan bahwa semakin besar foaming agent TiH₂, maka semakin besar porositas dan semakin meningkat kekuatan paduan serta mempercepat proses degradasi. Porositas tertinggi yaitu 45,96% pada komposisi Mg-Ca-10%Zn-10%TiH₂ dan porositas terendah yaitu 6,538% pada komposisi Mg-Ca-6%Zn-3%TiH₂. Kuat tekan tertinggi yaitu 229,84 MPa pada komposisi Mg-Ca-6%Zn-10%TiH₂ dan terendah yaitu 141,79 MPa pada komposisi Mg-Ca-10%Zn-3%TiH₂. Sedangkan degradasi tercepat yaitu 14,85 mmpy pada komposisi Mg-Ca-10%Zn-10%TiH₂ dan degradasi paling lambat yaitu 0,007 mmpy pada komposisi Mg-Ca-10%Zn- 5%TiH₂.

ABSTRACT

Magnesium alloys are considered candidates for many structural applications due to its low density, and good mechanical properties. The main advantages of magnesium alloys as temporary biomaterials are their mechanical properties which is good and biocompatible in the body. The manufacture of mg-Ca-Zn-TiH₂ alloy cellular metal in this study aims to determine the influence of variations the composition of Zn and TiH₂ foaming agent as an implant is able to shed. The study using Mg-Ca-Zn-TiH₂ with variations in Zn composition (3%, 6% and 10% weight) and variations in the composition of TiH₂ (3%, 5% and 10% by weight), as well as temperature 600OC constant sintering with a lasting time of 5 hours. Tests performed among others X-ray Diffraction test, SEM-EDS, porosity test, CMS (corrosion) test measurement system) and compression test. The results showed that the larger the Foaming Agent TiH₂, the greater the porosity and the greater the increased alloy strength as well as accelerated the degradation process. Porosity the highest is 45.96% in the composition of Mg-Ca-10%Zn-10%TiH₂ and porosity the lowest was 6.538% in the composition of Mg-Ca-6%Zn-3%TiH₂. Compressive strength the highest is 229.84 MPa in the composition of Mg-Ca-6%Zn-10%TiH₂ and the lowest i.e. 141.79 MPa in the composition of Mg-Ca-10%Zn-3%TiH₂. While relegation the fastest is 14.85 mmpy in the composition of Mg-Ca-10%Zn-10%TiH₂ and the slowest degradation is 0.007 mmpy in the composition of Mg-Ca-10%Zn- 5%TiH₂.

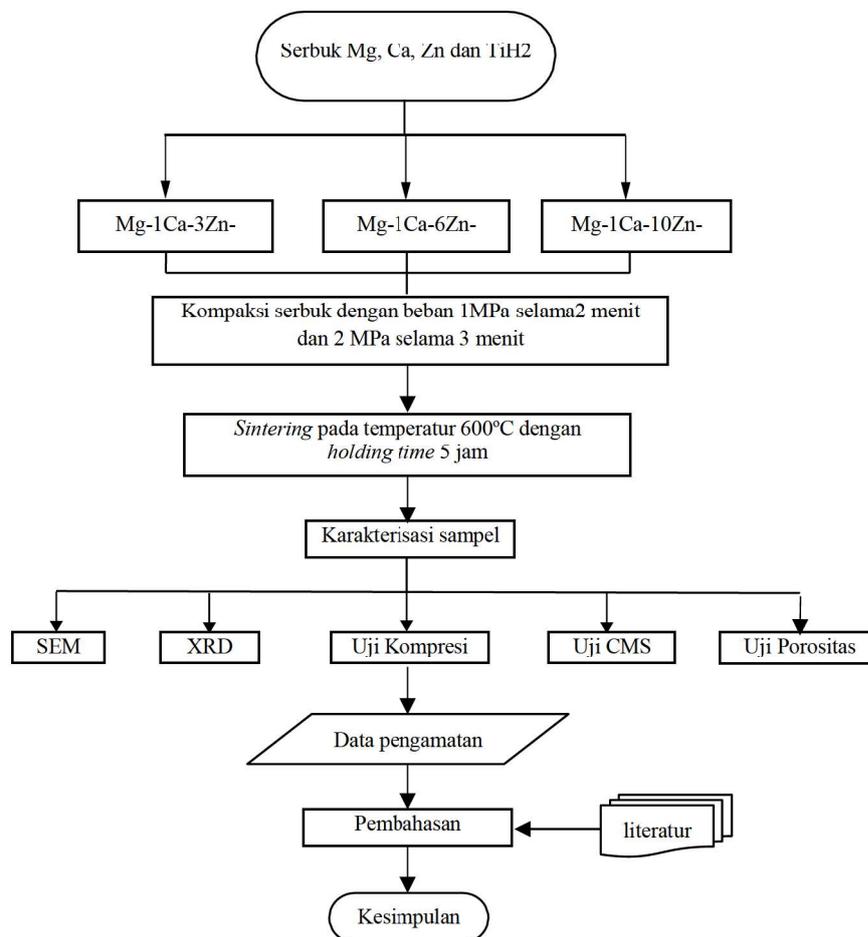
1. Pendahuluan

Magnesium (Mg) dipertimbangkan sebagai biomaterial karena Mg bersifat biokompatibel dan biodegradable. Keuntungan utama dari paduan magnesium sebagai biomaterial sementara adalah sifat mekaniknya yang baik dan biokompatibel. Dalam tubuh manusia magnesium akan mengalami proses degradasi secara alami, sehingga tidak diperlukan tindakan pembedahan lanjutan untuk pengangkatan implan ketika tulang telah sembuh. Selain dari itu, bahan baku magnesium jauh lebih ekonomis bila dibandingkan dengan biomaterial lain seperti titanium bahkan baja tahan karat. Oleh karena berbagai alasan tersebut, magnesium dapat digunakan sebagai biomaterial dalam tubuh manusia. Magnesium dan paduan magnesium adalah logam yang sangat ringan dan densitas berkisar 1,74 – 2,0 g/cm³, yang mendekati densitas tulang (1,8 – 2,1 g/cm³) dan modulus elastisitas magnesium yaitu 41-45 GPa mendekati dengan tulang manusia (10-20 GPa). 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 [2].

Magnesium sebagai biomaterial juga memiliki keterbatasan, yaitu degradasi yang cepat. Hal ini terjadi terutama pada larutan yang mengandung ion klorida, termasuk yang di dalamnya cairan tubuh manusia. Oleh karena itu, material ini sulit diaplikasikan secara klinis. Proses korosi ini menyebabkan implan magnesium terdegradasi dan kehilangan kekuatannya sebelum jaringan keras mengalami proses penyembuhan yang memadai. Beberapa penelitian telah dilakukan untuk mengatasi keterbatasan tersebut dengan mengurangi kecepatan biodegradasi magnesium, antara lain dengan metode paduan logam selektif dengan menambahkan unsur paduan tertentu [3]. Material dengan struktur berpori bertujuan untuk menghasilkan permukaan kasar yang meningkatkan gaya gesek antara implan dengan tulang disekitarnya, sehingga dapat memberikan stabilitas awal yang lebih baik untuk implan. Setelah implantasi, tulang tumbuh ke permukaan material berpori dan membantu untuk mengamankan stabilitas jangka panjang implan. Dengan demikian, sangat penting untuk mengembangkan material selular dengan struktur berpori yang memiliki sifat mekanik yang mirip dengan tulang alami sebagai aplikasi medis, selain itu material tersebut juga diharapkan memiliki sifat mampu luru[4]. Dalam pembuatan logam berpori ini digunakan titanium hidrida (TiH_2) sebagai foaming agent yang dapat menghasilkan porous dan struktur pori yang dihasilkan halus. Tujuan dibuatnya berpori adalah untuk menurunkan efek stress shielding. Foaming agent yaitu senyawa penghasil gas yang stabil pada suhu kamar dan jika dipanaskan akan melepaskan gas pada temperatur dekomposisinya dan gas inilah nantinya sebagai sumber pori-pori pada material. TiH_2 telah digunakan sejak tahun 1950-an dan saat ini dianggap sebagai foaming agent paling efektif yang tersedia untuk produksi Al dan Mg[5]. Metode yang digunakan dalam pembuatan logam berpori ini yaitu metode metalurgi serbuk (powder metallurgy). Serbuk Mg-Ca-Zn- TiH_2 di mixing kemudian serbuk dipadatkan sesuai dengan bentuk yang diinginkan dan selanjutnya dipanaskan (sintering) dengan tujuan penyatuan dari partikel-partikel sehingga dapat meningkatkan densitas produk. Pada penelitian ini akan dilakukan analisa pengaruh foaming agent dan temperatur sintering terhadap pembuatan logam berpori. Pengujian yang dilakukan antara lain uji scanning electron microscopy (SEM), x-ray diffraction (XRD), uji kompresi (compression test), uji porositas dan uji elektrokimia (Corrosion Measurement System).

2. Metode Penelitian

Secara skematik, penelitian ini digambarkan dalam bentuk diagram alir yang dapat dilihat pada gambar 1 berikut.

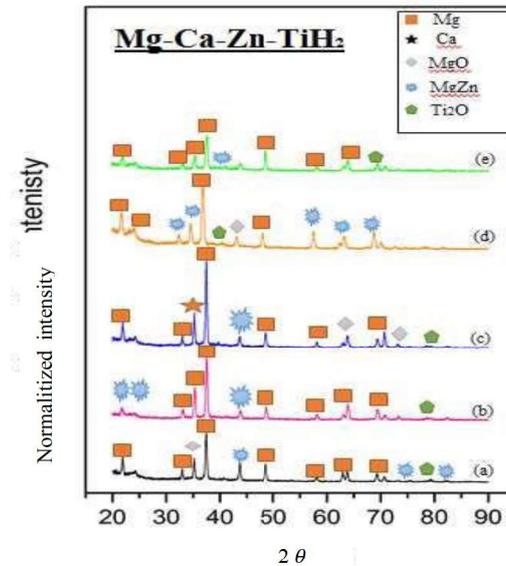


Gambar 1. Diagram Alir Penelitian

3. Hasil dan Pembahasan

3.1 Hasil X-ray Diffraction (XRD) Paduan Mg-Ca-Zn- TiH_2

Analisa XRD digunakan untuk mengetahui fasa kristal paduan Mg-Ca-Zn dengan komposisi Zn Zn (3%-6% -10% berat) dan komposisi foaming agent TiH_2 (3%- 5%-10% berat).

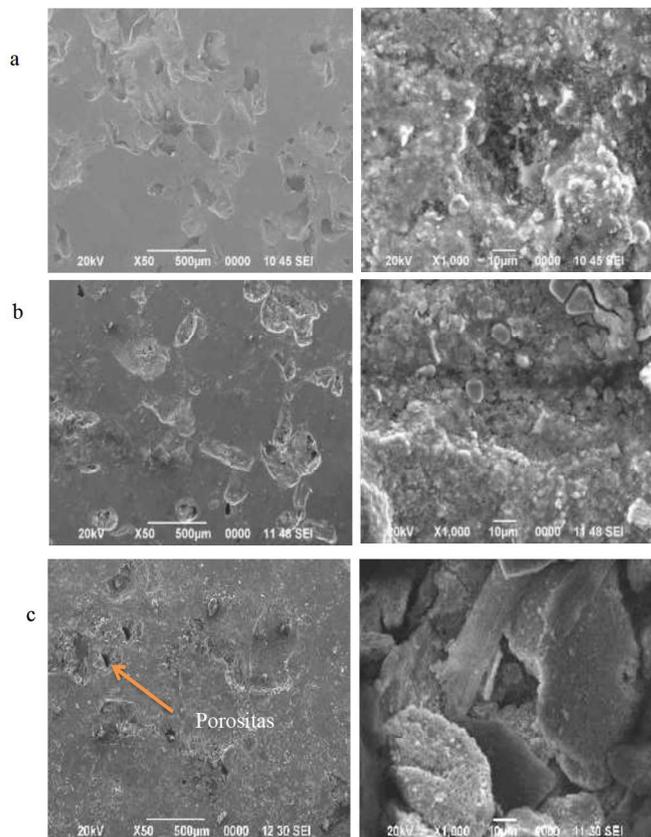


Gambar 2. Pola XRD Untuk Paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂ Pada Berbagai Komposisi : [a] Mg-Ca-3%Zn-3%TiH₂ [b]. Mg-Ca-3%Zn-5%TiH₂ [c]. Mg-Ca-3%Zn-10%TiH₂ [d]. Mg-Ca-6%Zn-3%TiH₂ [e]. Mg-Ca-10%Zn-3%TiH₂

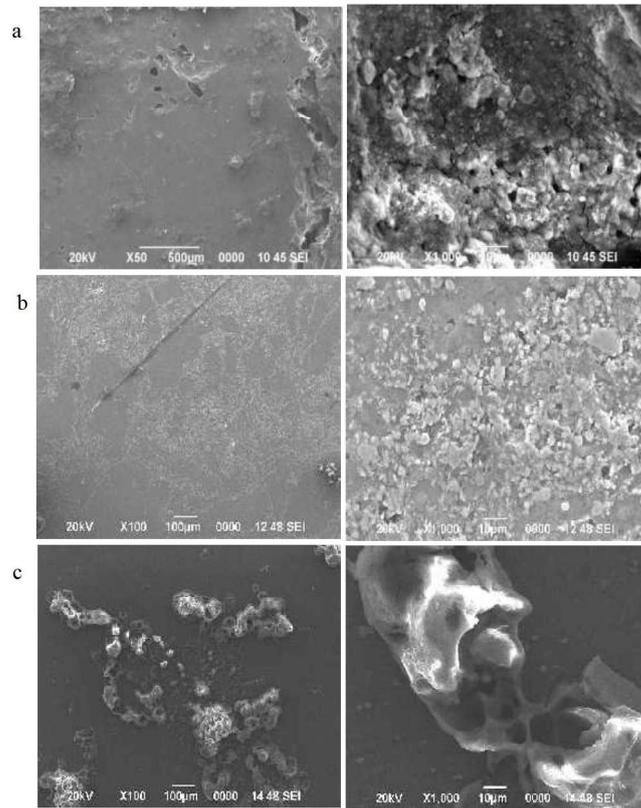
Pada gambar 4.1a fasa yang terbentuk pada 2θ ($20^\circ - 90^\circ$) yaitu Mg, MgO, MgZn dan Ti₂O dengan dominan fasa Mg. Fasa Ca terbentuk hanya pada komposisi Mg-Ca-3%Zn-10%TiH₂ sekitar 2θ (36°). Fasa MgO terbentuk pada komposisi Mg-Ca-3%Zn-3%TiH₂ sekitar 2θ (36°), komposisi Mg-Ca-3%Zn-10%TiH₂ sekitar 2θ (64°) dan komposisi Mg-Ca-6%Zn-3%TiH₂ sekitar 2θ (44°). Fasa MgZn dan Ti₂O terbentuk pada semua komposisi. Menurut Seyedraoufi, terbentuknya fasa MgO sangat dihindari karena dapat menurunkan sifat mekanik, walaupun didalam tubuh fasa MgO merupakan oksida yang tidak beracun [16].

3.2 Hasil Scanning Electron Microscopy (SEM) dan Energy Dispersive Spectrometry (EDS)

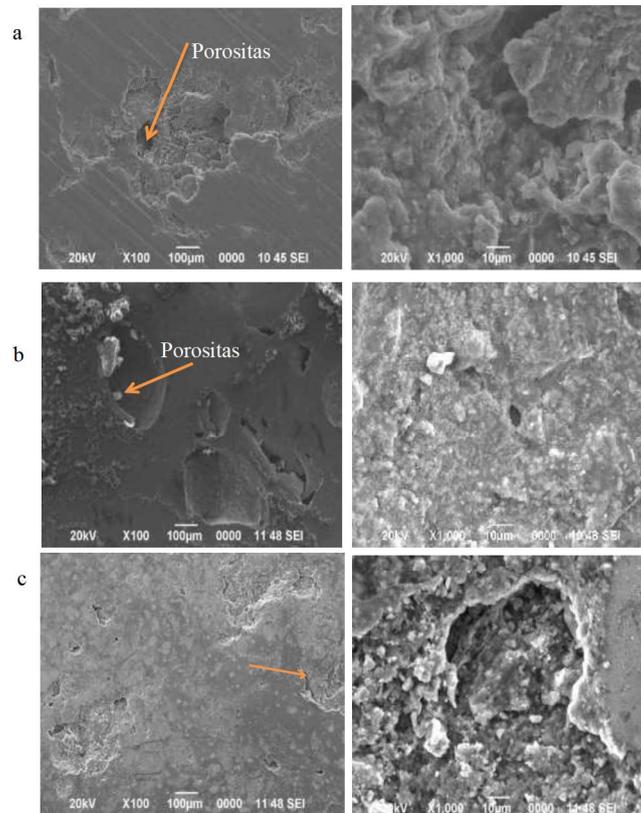
Berikut merupakan hasil SEM dari paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂ dengan metode sinting pada temperatur 600°C dengan pembesaran 50x, 100x dan 1000x.



Gambar 3. Hasil SEM paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂ pada temperatur sinter 600°C ; [a] 3%Zn-3%TiH₂, [b] 3%Zn-5%TiH₂, [c] 3%Zn-10% TiH₂



Gambar 4. Hasil SEM paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂ pada temperatur sinter 600°C; [a] 6%Zn-3%TiH₂, [b] 6%Zn-5%TiH₂, [c] 6%Zn-10%TiH₂



Gambar 5. Hasil SEM paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂ pada temperatur sinter 600°C; [a] 10%Zn-3%TiH₂, [b] 10%Zn-5%TiH₂, [c] 10%Zn-10%TiH₂

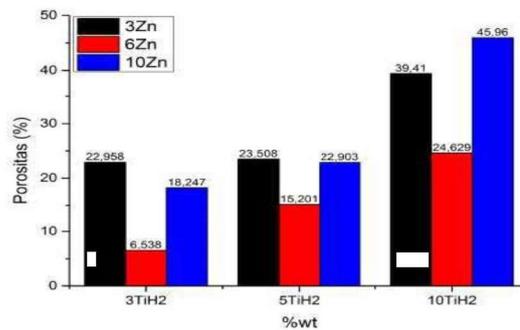
Gambar 3 Pada komposisi 3% Zn dengan variasi komposisi *foaming agent* TiH₂ (3%-5% dan 10%) pori yang terbentuk tidak seragam. Pada komposisi 3% Zn-3% TiH₂, pori yang terbentuk sedikit lebih banyak dan beragam ukuran yang didominasi pori ukuran besar. Pada komposisi 3% Zn-5% TiH₂, pori yang terbentuk masih didominasi ukuran pori yang besar dan cenderung dalam seperti sumuran. Sedangkan pada komposisi 3% Zn-10% TiH₂, justru pori yang terbentuk lebih sedikit dan didominasi ukuran kecil tapi mendalam seperti sumuran. Gambar 4 pada komposisi 6% Zn dengan

berbagai variasi komposisi *foaming agent* TiH₂ (3%-5% dan 10%) pori yang terbentuk masih sama cenderung tidak seragam dan tidak merata. Pada komposisi 6% Zn-3% TiH₂, pori yang terbentuk didominasi oleh ukuran pori yang besar dan cenderung mendalam, ukuran pori yang kecil hanya sedikit. Pada komposisi 6% Zn-5% TiH₂, masih terlihat jelas adanya batas antara butir partikel, akan tetapi ketika dilihat pada pembesaran 1000x, pori cenderung terlihat lebih merata dengan dominasi ukuran kecil. Sedangkan pada komposisi 6% Zn-10% TiH₂, terlihat ukuran pori yang terbentuk didominasi oleh ukuran pori kecil dan sedikit mendalam seperti sumuran. Gambar 5 pada komposisi 10% Zn dengan berbagai variasi komposisi *foaming agent* TiH₂ (3%-5% dan 10%), pori yang terbentuk masih sama tidak seragam ukurannya tetapi didominasi oleh ukuran besar. Pada komposisi 10% Zn-3% TiH₂, terlihat pori yang terbentuk didominasi oleh ukuran besar dan mendalam. Pada komposisi 10% Zn-5% TiH₂, masih sama dengan komposisi sebelumnya, yaitu didominasi oleh ukuran pori besar dan cenderung mengarah kedalam. Terakhir pada komposisi 10% Zn-10% TiH₂, pori yang terbentuk lebih sedikit, terlihat dari pembesaran 1000x posisi pori yang tidak merata dan agak berjauhan.

Tabel 1. Hasil EDS paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂ pada berbagai komposisi Zn dan TiH₂

Komposisi	% atom Mg	% atom Ca	% atom Zn	% atom Ti	% atom O
3%Zn-3%TiH ₂	74,94	1,70	0,98	1,32	21,06
3%Zn-5%TiH ₂	56,61	0,38	0,53	1,64	18,92
3%Zn-10%TiH ₂	91,68	0,25	7,58	0,49	-
6%Zn-3%TiH ₂	26,61	0,29	1,04	0,53	26,82
6%Zn-5%TiH ₂	78,29	0,60	4,93	16,18	-
6%Zn-10%TiH ₂	95,61	0,44	1,49	2,46	-
10%Zn-3%TiH ₂	75,16	0,53	3,93	1,34	19,03
10%Zn-5%TiH ₂	82,17	0,98	8,57	8,29	-
10%Zn-10%TiH ₂	91,76	0,30	3,82	4,12	-

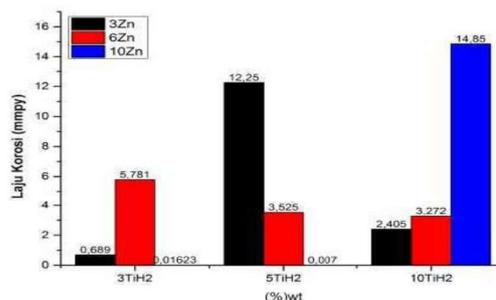
3.3 Hasil Uji porositas



Gambar 6. Diagram Hasil Uji Porositas Paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂

Uji porositas dilakukan untuk mengetahui seberapa besar pori yang didapatkan dari masing-masing paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂ dengan variasi penambahan unsur Zn dan *foaming agent* TiH₂. Tujuan pengujian ini untuk menentukan massa jenis sampel uji pada keadaan kering maupun basah di dalam air.

3.4 Hasil Uji Korosi (Corrosion Measurement System)



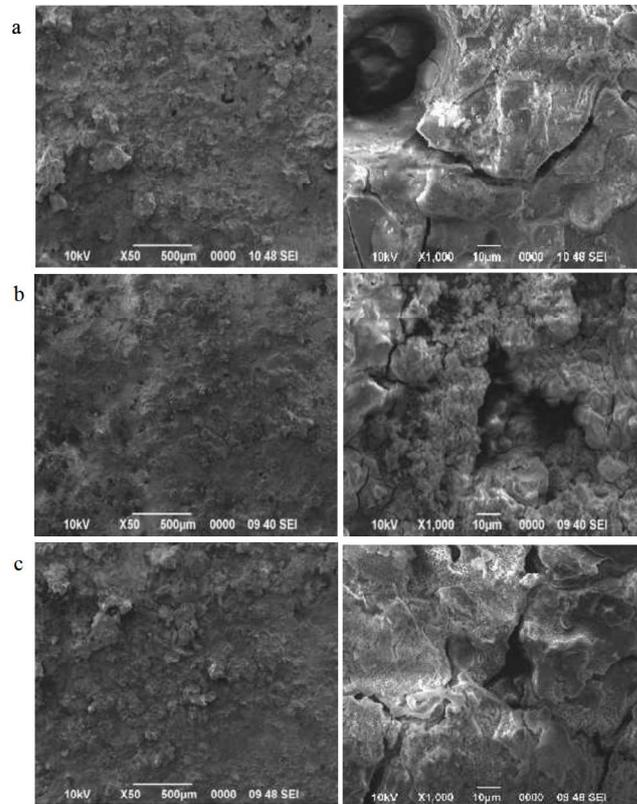
Gambar 7. Diagram Hasil Uji Korosi Paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂

Uji elektrokimia (CMS) dilakukan untuk mengetahui seberapa cepat tingkat degradasi/korosi yang terjadi pada masing-masing paduan Mg-Ca-Zn dengan variasi penambahan unsur Zn dan *foaming agent* TiH₂. Pengujian ketahanan korosi sesuai dengan standar ASTM G5-94, diuji secara elektrokimia dengan menggunakan *potentiodynamic polarization* dalam larutan *Hank's* dengan temperatur 37 °C pada pH 7,4 di udara terbuka.

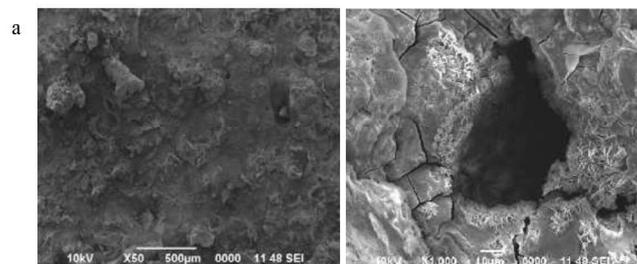
Tabel 2. Nilai Hasil Uji Elektrokimia Pada Paduan Mg-Zn-Ca Dengan *Foaming Agent* TiH₂

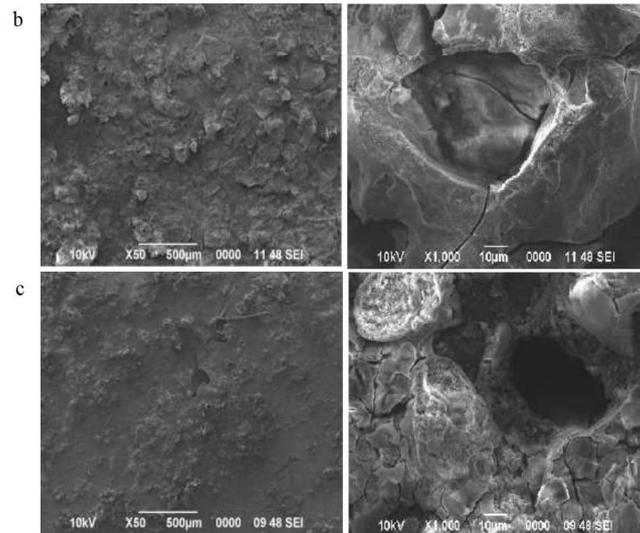
Komposisi	Temperatur (°C)	Laju Korosi (mmpy)
3%Zn-3%TiH ₂	600	0,689
3%Zn-5%TiH ₂	600	12,25
3%Zn-10%TiH ₂	600	2,405
6%Zn-3%TiH ₂	600	5,781
6%Zn-5%TiH ₂	600	3,525
6%Zn-10%TiH ₂	600	3,272
10%Zn-3%TiH ₂	600	0,01623
10%Zn-5%TiH ₂	600	0,007
10%Zn-10%TiH ₂	600	14,85

3.4 Hasil Scanning Electron Microscopy (SEM) Dan Energy Dispersive Spectrometry (EDS) Setelah Uji Korosi

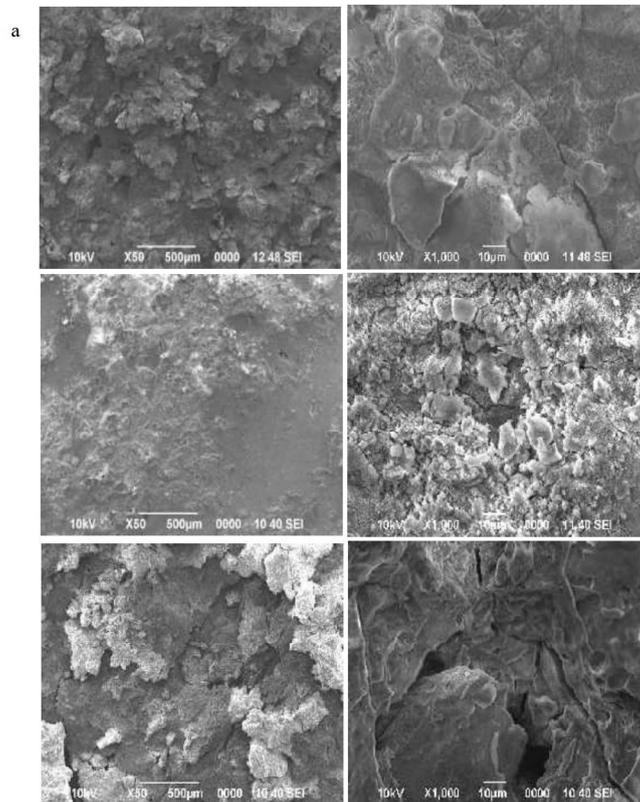


Gambar 8. Hasil SEM Dengan Temperatur *Sintering* 600 °c Pada Paduan Mg-Zn-Ca-Tih₂ Setelah Proses Pengujian Elektrokimia Dengan Komposisi: (a) 3%Zn-3%Tih₂, [b]3%Zn-5%Tih₂ Dan [c] 3%Zn-10%Tih₂





Gambar 9. Hasil SEM dengan temperatur *sintering* 600 °C pada paduan Mg-Zn-Ca-TiH₂ setelah proses pengujian elektrokimia dengan komposisi: (a) 6%Zn-3%TiH₂, [b]6%Zn-5%TiH₂ dan [c] 6%Zn-10%TiH₂

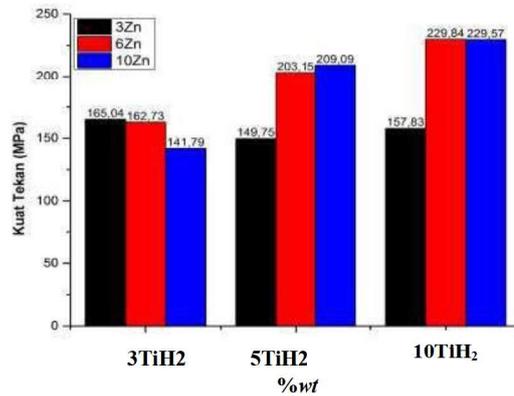


Gambar 10. Hasil SEM Dengan Temperatur *Sintering* 600 °C Pada Paduan Mg-Zn-Ca-TiH₂ Setelah Proses Pengujian Elektrokimia Dengan Komposisi: [A] 10%Zn-3%TiH₂, [B] 10%Zn-5%TiH₂ Dan [C] 10%Zn-10%TiH₂

Pada Gambar 8, 9 dan 10 merupakan gambar SEM paduan dari Mg-Ca- Zn dengan komposisi *foaming agent* TiH₂ yang sebelumnya dilakukan proses uji elektrokimia. Pada gambar tersebut secara keseluruhan mengalami korosi lokal yang cenderung mengarah ke jenis korosi sumuran/*pitting*. Pada gambar 10 [b] dengan komposisi Mg-Ca-10%Zn-5%TiH₂ menunjukkan permukaan dengan sedikit lubang, sehingga laju korosi yang didapat lebih rendah dibandingkan komposisi lainnya dengan nilai laju korosi 0,007 mmpy. Pada gambar 10 [c] dengan komposisi Mg-Ca- 10%Zn-10%TiH₂ menunjukkan permukaan dengan lubang yang besar dan tidak merata, sehingga laju korosi yang didapat lebih besar dibandingkan komposisi lainnya dengan nilai laju korosi 14,85 mmpy.

3.5 Hasil uji Kompresi

Untuk pengujian kuat tekan didapatkan berdasarkan hasil perbandingan antara gaya tekan dengan luas permukaan spesimen dengan alat uji Shimadzu AGS-10 KN. Standar pengujian yang digunakan adalah ASTM D 695-02 dalam kondisi temperatur ruang dengan kecepatan tekan 10 mm/menit.



Gambar 11. Diagram Hasil Uji Kompresi Paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂

3.6 Pengaruh Variasi Komposisi Foaming Agent TiH₂ Terhadap Persentasi Pembentukan Porositas

Pada Gambar 6 dapat terlihat bahwa semakin besar persentasi *foaming agent* TiH₂ maka semakin besar pula persentasi porositas yang terbentuk. Porositas tertinggi dicapai dengan komposisi berat 10% Zn-10% TiH₂, yaitu sebesar 45,96%. Sedangkan porositas terendah dicapai dengan komposisi berat 6% Zn-3% TiH₂, yaitu sebesar 6,538%. Franciska pada penelitiannya menggunakan Mg-Ca-3%Zn-3%TiH₂ terbentuk porositas sebesar 19,1%^[17]. Pada komposisi 3%Zn dengan seiring penambahan *foaming agent* TiH₂, persentasi pori yang didapatkan yaitu sebesar 22,958% kemudian naik sedikit menjadi 23,508% dan terakhir naik dengan signifikan dengan nilai 39,41%. Pada komposisi 6%Zn dengan seiring penambahan *foaming agent* TiH₂, persentasi pori yang didapatkan yaitu sebesar 6,538% kemudian naik menjadi 15,201% dan terakhir naik dengan konstan menjadi 24,629%. Sedangkan pada komposisi 10%Zn dengan seiring penambahan *foaming agent* TiH₂, persentasi pori yang didapatkan yaitu sebesar 18,247% kemudian naik menjadi 22,903% dan terakhir naik signifikan menjadi 45,96%.

3.7 Pengaruh Variasi Komposisi Zn Terhadap Persentasi Degradasi Paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂

Dapat dilihat pada gambar 7 bahwa hasil uji korosi (elektrokimia) pada paduan logam Mg-Ca-Zn dengan masing-masing komposisi *foaming agent* TiH₂ cenderung fluktuatif. Diagram yang dihasilkan pada masing-masing komposisi unsur Zn dan TiH₂ ada yang naik turun dan ada yang menurun. Faktanya, bahwa semakin meningkatnya komposisi *foaming agent* TiH₂ maka laju korosi yang dihasilkan semakin besar. Hal ini dikarenakan semakin besar *foaming agent* TiH₂ maka terjadi reaksi dekomposisi dari TiH₂ yang melepaskan gas H₂ pada proses pemanasan dan setelah TiH₂ terdekomposisi akan meninggalkan oksida. Hal ini tentu berpengaruh pada persentasi dari *foaming agent* TiH₂, semakin besar persentasi *foaming agent* TiH₂ maka oksida yang ditinggalkan setelah proses dekomposisi akan semakin banyak. Tentu ini yang akan mempengaruhi laju korosi. Semakin banyak oksida, laju korosi semakin cepat. Namun pada kenyataannya hasil yang didapatkan cenderung berbeda. Dari hasil uji korosi ini, nilai laju korosi paling kecil yaitu pada komposisi 10%Zn-5%TiH₂ sebesar 0,007 mmpy. Sedangkan nilai laju korosi paling besar yaitu pada komposisi 10%Zn-10%TiH₂ sebesar 14,85 mmpy. Anomali yang terjadi bisa diakibatkan oleh pemanasan yang kurang merata pada saat *sintering*, karena beberapa sampel ada yang diujung dari *crucible*, sehingga tidak terkena panas yang sempurna. Pada penelitian Shuhua Cai dkk mengatakan bahwa, penambahan unsur Zn pada paduan Mg-Zn itu optimalnya hanya 3 sampai 5%^[18].

3.8 Pengaruh Variasi Komposisi Zn dan Foaming Agent TiH₂ Terhadap Kuat Tekan Paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂

Dari Gambar 11 dapat diketahui kuat tekan paduan tertinggi terdapat pada paduan dengan komposisi 6%Zn-10%TiH₂ yaitu sebesar 229,84 MPa. Sedangkan kuat tekan paduan terendah terdapat pada komposisi 10%Zn-3%TiH₂ yaitu sebesar 141,79 MPa. Meningkatnya kuat tekan paduan disebabkan terjadinya difusi permukaan antar partikel serbuk selama *sintering*. Proses sinter biasanya akan diikuti dengan adanya peningkatan sifat mekanik jika dibandingkan dengan material hasil kompaksi yang belum melalui proses *sintering*. Hal ini disebabkan oleh penyatuan dari partikel-partikel tersebut sehingga dapat meningkatkan densitas produk atau biasa disebut proses pematangan. Xue-Nan GU, Yu-Feng Zheng menyatakan bahwa kuat tekan paduan magnesium berkisar antara 86,80 – 280 Mpa^[19]. Pada komposisi 3%Zn dengan seiring penambahan *foaming agent* TiH₂, nilai kuat tekan yang didapatkan yaitu sebesar 165,04 MPa kemudian turun sedikit menjadi 149,75 MPa dan terakhir naik lagi sedikit dengan nilai 157,83 MPa. Pada komposisi 6%Zn dengan seiring penambahan *foaming agent* TiH₂, nilai kuat tekan yang didapatkan yaitu sebesar 162,73 MPa kemudian naik menjadi 203,15 MPa dan terakhir naik menjadi 229,84 MPa. Sedangkan pada komposisi 10%Zn dengan seiring penambahan *foaming agent* TiH₂, nilai kuat tekan yang didapatkan yaitu sebesar 141,79 MPa kemudian naik menjadi 209,09 MPa dan terakhir naik menjadi 229,57 MPa.

4. Kesimpulan

1. Hasil XRD menunjukkan fasa Mg juga terbentuk senyawa oksida MgO dan senyawa lainnya yaitu MgZn, Ca dan TiH₂.
2. Hasil SEM menunjukkan bahwa pori yang terbentuk semakin meningkat seiring dengan meningkatnya % *foaming agent* TiH₂ yang ditambahkan. Porositas terbanyak terdapat pada paduan 10%Zn- 10%TiH₂ dengan temperatur sinter konstan 600°C yaitu 45,96%.
3. Kekuatan paduan meningkat seiring dengan meningkatnya penambahan %berat TiH₂, karena terbentuk ikatan yang kuat antar partikel Mg-Ca-Zn selama proses *sintering*. Nilai kuat tekan tertinggi yaitu terdapat pada komposisi 10%TiH₂ sebesar 229,84 MPa. Sedangkan nilai kuat tekan terendah yaitu pada komposisi 3TiH₂ sebesar 141,79 Mpa.
4. Laju korosi /biodegradasi pada logam berpori paduan Mg-Ca-Zn-TiH₂ tertinggi dicapai pada komposisi 10%Zn-10%TiH₂, yaitu 14,85 mmpy. Sedangkan laju korosi terendah dicapai pada komposisi 10%Zn-5%TiH₂, yaitu sebesar 0,007 mmpy.

DAFTAR PUSTAKA

[1] Junaidi, S. "Biomaterial Berbasis Logam". 2009. <http://www.infometrik.com/2009/08/biomaterial-berbasis-logam>.

- [2] Ika Kartika, I Nyoman, Franciska, Dhiyah, dkk. “Studi Penambahan UnsurCa Pada Paduan Biner Mg-Ca Terhadap Pembentukan Fasa Dan Korosi In-Vitro Untuk Aplikasi Implan Mampu Luruh”. 2015.
- [3] Bombac, D., B, Miha, Fajfar, P., Kosel, F., dan Turk, R. “Review of Materials In Medical Applications”. *RMZ – Materials and Geoenvironment.*, 54, 471-499. 2007.
- [4] Ige, O.O., Umoru, L.E., Adeoye, M.O., Adentuji, A.R., Olorunniwo, O.E., dan Akomolafe, I.I. “Monitoring, Control, and Prevention Practises of Biomaterials Corrosion-An Overview”, *Trends Biomaterials Artificial Organs.*, 23, 93-104. 2009.
- [5] J.C. Elliott, *Method of producing metal foam*, 1956, US Patent 2751289.
- [6] Cahyo Sutowo dkk. “Karakteristik Material Biokompatibel Aplikasi Implan Medis Jenis Bone Plate”. 2014.
- [7] *Integrated Teaching and Learning Program, College of Engineering, University of Colorado Boulder.* 2008. *Hands-on Activity: Repairing Broken-Bones.* https://www.teachengineering.org/view_activity.php?url=collection/cub/_activities/cub_biomed/cub_biomed_lesson10_activity1.xml. (3 Mei 2017 pukul 02:20 WIB)
- [8] Nugroho, W. “Fabrikasi Aluminium Foam Menggunakan Metode Metalurgi Serbuk Dengan Memanfaatkan Pupuk Urea ((NH₂)₂CO) Sebagai Bahan Space Holder”. 2013.
- [9] Zheng, Y. F., Gu, X. N. and Witte. F. *Biodegradable metals.* *Materials Science and Engineering R* 77 (2014) 1–34.
- [10] Yusop, A. H., dkk. *Porous Biodegradable Metals for Hard Tissue Scaffolds : A Review.* Hindawi Publishing Corporation. *International Journal of Biomaterials.* Volume 2012. Article ID 641430, 10 pages. 2012
- [11] Lietaert, A. Analisis proses biodegradasi magnesium yang telah melalui proses *equal channel angular pressing (ECAP)* dalam cairan fisiologis (in vitro). Universitas Indonesia. 2012.
- [12] Badeges, A. Analisis proses biodegradasi magnesium yang telah melalui proses *equal channel angular pressing (ECAP)* dalam cairan fisiologis (in vitro). Universitas Indonesia. 2012.
- [13] R. Nowosielski, K. *Structure and corrosion properties of Mg70- xZn30Cax(x=0,4) alloys for biomedical applications.* *Journal AMME.* Vol 58. 2013.
- [14] Zhuang, Huaye, dkk. *Preparation, Mechanical Properties and In Vitro Biodegradation of Porous Magnesium Scaffolds.* *Materials Science and Engineering* 1462-1466. 2008
- [15] W.F Ng, K.Y Chiu, F.T. Cheng., “Effect of pH on the corrosion rate of magnesium degradable implant material,” *Material Science and Engineering*, 2010.
- [16] Z.S. Seyedraoufi, “Synthesis, microstructure and mechanical properties of porous Mg-Zn scaffolds.” *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 1-8. 2013.
- [17] Fransisca P. P. Lestari, dkk. Sintesis dan Karakterisasi Paduan Logam Berpori Mg-Ca-Zn Hasil Metalurgi Serbuk Dengan TiH₂ Sebagai *Foaming Agent*. Pusat Penelitian Metalurgi dan Material-LIPI, Serpong-Indonesia 2015.
- [18] Xue-Nan GU, Yu-Feng Zheng, “A review on magnesium alloys as biodegradable materials.” *Front. Mater. Sci. China* : 111-115. 2010