

ANALISA LAJU KOROSI PADUAN SENG (ZN) UNTUK APLIKASI IMPLAN TERSEERAP TUBUH

CORROSION RATE ANALYSIS OF ZINC (Zn) ALLOY ABSORBABLE IMPLANT

Fauzan Azima⁽¹⁾, Andril Arafat⁽²⁾, Irzal⁽³⁾, Hendri Nurdin⁽⁴⁾

^{(1), (2), (3), (4)}Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Negeri Padang
Kampus Air Tawar, Padang 25131, Indonesia

zanzima182@gmail.com

arafat@ft.unp.ac.id

irzal26@yahoo.com

hens2tm@ft.unp.ac.id

Abstrak

Biomaterial berkembang dengan pesat ke tahap dikemukakannya klasifikasi logam baru dikenal sebagai logam terserap tubuh (*absorbable*). Besi (Fe), Magnesium (Mg), dan Seng (Zn) yang umum digunakan sebagai dasar dari paduan *bioabsorbable*. Zn yang belakangan ini sering diteliti karena berpotensi osteogenik dan dapat terurai dalam tubuh manusia. Zn dengan komposisi murni telah diteliti namun ditemukan memiliki sifat lunak dan memiliki sifat korosi yang lambat dinilai tidak memenuhi kebutuhan medis. Maka dikembangkanlah Zn dengan paduan Mg yang diharapkan dapat meningkatkan sifat mekanik dan sifat korosi yang sesuai terhadap proses biologis tubuh. Salah satu konsentrasi yang bagus adalah Zn-1Mg. Studi ini bertujuan untuk kontribusi analisa sifat *mechanical (microhardness)* dan *corrosion rate* (laju korosi) paduan Zn-1Mg *as-rolled* untuk aplikasi implan terserap tubuh. Untuk mengetahui sifat *mechanical* dan *corrosion rate* dari paduan Zn-1Mg *as-rolled* dilakukan secara *In-Vitro*. Pengujian yang dilakukan adalah *microhardness Vickers*, dan *immersion test* metode menggunakan media *simulated body fluids Kokubo's solution*. *Corrosion rate* paduan Zn-1Mg dihitung dengan metode *weight-loss*. Selain itu data didukung dengan XRD dan XRF. Hasil pengujian menegaskan terjadinya penurunan *microhardness* seiring waktu *immersion test* dengan nilai 85 HV. Sedangkan, *Corrosion rate* paduan Zn-1Mg meningkat seiring waktu *immersion test* dengan *corrosion rate* tertinggi $0,0016 \pm 0,00002$ mm/year. Selain itu juga ditemukan produk korosi yang menempel di permukaan spesimen uji, yang menjadi penyebab terjadinya korosi pitting. Dari hasil-hasil temuan tersebut dapat dijadikan acuan untuk pengembangan penelitian paduan Zn-1Mg *as-rolled*.

Kata kunci: *As-Rolled, Simulated Body Fluids, Immersion Test, Weight Loss, Corrosion Rate*

Abstract

Biomaterials are developing rapidly to the stage where a new classification of metals is proposed, known as absorbable metals. Iron (Fe), Magnesium (Mg), and Zinc (Zn) are commonly used as the basis of bioabsorbable alloys. Recently, Zn has been frequently studied because it has the potential to be osteogenic and can be decomposed in the human body. Zn with pure composition has been investigated but found to be soft and has slow corrosion properties which are considered not to meet medical needs. So Zn with Mg alloy was developed which is expected to improve the mechanical properties and corrosion properties that are suitable for the body's biological processes. One good concentration is Zn-1Mg. This study aims to contribute to the analysis of mechanical properties (microhardness) and corrosion rate (corrosion rate) of as-rolled Zn-1Mg alloys for the application of body-absorbed implants. To determine the mechanical properties and corrosion rate of the as-rolled Zn-1Mg alloy, In-Vitro was performed. The tests carried out were Vickers microhardness, and the immersion test method using Kokubo's solution simulated body fluids. in addition the data is supported by XRD and XRF. The test results confirmed a decrease in microhardness over time with the immersion test with a value of 85 HV. Whereas. The corrosion rate of Zn-1Mg alloy increased with the time of immersion test with the highest corrosion rate of 0.0016 ± 0.000002 mm/year. In addition, corrosion products were also found attached to the surface of the test specimen, which was the cause of pitting corrosion. From these findings, it can be used as a reference for research development of as-rolled Zn-1Mg alloys. The corrosion rate of Zn-1Mg alloys is calculated by the weight-loss method.

Keywords: *As-Rolled, Simulated Body Fluids, Immersion Test, Weight Loss, Corrosion Rate*

I. Pendahuluan

Biomaterial yang memiliki peranan besar dalam dunia medis berkembang secara signifikan. Sifat korosi yang dimiliki oleh bahan logam selama ini dipelajari untuk mendapatkan solusi bahan implan yang tahan karat sehingga lebih aman digunakan untuk implan (Hernández., 2019). Hingga ditemukanlah unsur yang diperkirakan dapat dimanfaatkan sifat korosinya yang dinamakan *Bioabsorbable metals*. Material ini menjadi material yang hangat dalam fokus penelitian masa kini. Prinsip *absorbable* menghilangkan tindakan operasi berulang dalam proses medis implan karena implan terdegradasi ke sistem biologis tubuh (Hermawan, 2012). Magnesium, besi, dan seng adalah beberapa contoh material *bioabsorbable* yang baik untuk implan kardiovaskular atau ortopedi (Francis, 2015). Paduan *bioabsorbable* berbasis Zn telah diterapkan pada jaringan tubuh dengan toleransi tinggi terhadap ion Zn seperti dalam aplikasi *stent* kardiovaskular. Zn merupakan unsur yang diperlukan oleh tulang serta dapat diserap oleh tubuh (Exley, 2015). Laju korosi Zn relatif lebih rendah daripada Mg murni, tetapi lebih tinggi dibandingkan dengan paduan berbasis Fe, peningkatan ketahanan korosi serta peningkatan sifat mekanik diperoleh dengan menggabungkan Zn dengan Mg (Emily, 2015). Paduan Zn dengan kadar Mg 1% dapat meningkatkan sifat mekanik dan kekuatan serta keuletan memadai tanpa menyebabkan racun dalam tubuh (Levy, 2017). Hal ini menjadikan paduan Zn-1Mg berpotensi memenuhi biokompabilitas untuk dijadikan *absorbable implant* seperti untuk implan patah tulang. Paduan Zn-1Mg telah dikembangkan pada penelitian sebelumnya dengan proses *metal casting* (peleburan logam) dalam keadaan vakum. Karakteristik mekanik, kimia dan laju korosinya telah dianalisa dan mendapatkan hasil bahwa Zn-1Mg *as-cast* sangat berpotensi sebagai alternatif bahan *bioabsorbable implant* (Champagne, 2019). Sebagai tahap pengembangan, sampel *as-cast* bisa diproses secara *rolling* dan *extrusion* untuk pembuatan produk implan seperti *mini-plate* pada tulang tengkorang manusia (*implant-facial*) ataupun dalam bentuk *wire* dalam aplikasi *external fixator implant* (Nanda, 2019). Penelitian ini menggunakan spesimen uji paduan Zn-1Mg *as-rolled*, dengan fokus penelitian yaitu *microstructure*, *microhardness*, dan *corrosion rate*. Faktor-faktor penting dianalisa untuk dapat menjadi pertimbangan pengujian paduan Zn-1Mg *as-rolled* sebagai *bioabsorbable implant*. Paduan Zn-1Mg *as-cast* pada tabel 1 digunakan sebagai kontrol dari penelitian ini.

Tabel 1. Laju Korosi Paduan Zn-1Mg *as-rolled* sebagai Kontrol

Alloys (wt%)	CRI (mm/year)	Solution	Ref.
Mg	0.264	SBF	(Kubásek, 2012)
Zn	0.064		(Kubásek, 2012)
Zn-1Mg <i>as-cast</i>	0.053	SBF	(Kubásek, 2012)
Zn-1.5Mg <i>as-cast</i>	0.058	SBF	(Kubásek, 2012)
Zn-1Mg <i>as-cast</i>	0.080	Hanks	(Li, 2015)
Zn-1.5Mg <i>as-cast</i>	0.065	Hanks	(Olszta et al., 2007)

II. Metode Penelitian

A. Sample Preparation

Penelitian ini fokus pada paduan Zn-1Mg yang telah dipersiapkan dengan proses peleburan pada Zn murni (99%) dan Mg murni (1%). Tabel 2 daftar komposisi dari paduan Zn-1Mg. Paduan Zn dilebur pada suhu 500°C di cetakan baja silinder dalam mesin *furnace*, kemudian dianil pada suhu 350°C selama 48 jam, setelah itu dilakukan perlakuan *water-quanched* sehingga dihasilkan diameter akhir Zn-1Mg *as-cast* 8 mm (Champagne et al., 2019). Paduan Zn-1Mg dalam bentuk *as-cast* diberikan perlakuan *rolling* sehingga di dapatkan paduan Zn-1Mg *as-rolled*. Kemudian dipotong dengan ukuran panjang 8 mm, lebar 6 mm, dan tebal 1 mm. Komposisi unsur kimia dari paduan Zn-1Mg yang digunakan uji Kembali dengan pengujian *X-Ray Diffraction* (XRD). Tingkat ketelitian penyiapan bahan menjadi elemen dasar tingkat keberhasilan pengujian.

Tabel 2. Komposisi Paduan Zn-1Mg (Champagne, 2019)

Spesimen	Zn (wt%)	Mg (wt%)	Al (wt%)
Zn-1Mg	99	1	-

B. Microstructure

Paduan Zn-1Mg dalam bentuk *as-cast* diberikan perlakuan *rolling* sehingga di dapatkan paduan Zn-1Mg *as-rolled*. Kemudian dipotong dengan ukuran panjang 8 mm, lebar 6 mm, tebal 1 mm, dilanjutkan dengan proses *polishing* menggunakan kertas amplas #800, #1000, #1500, dan #2000. Spesimen yang telah dipersiapkan ini akan digunakan sebagai spesimen uji *microstructure*, *microhardness* *Vickers*, dan *corrosion rate*. *Microstructure* permukaan spesimen dilihat menggunakan *stereo microscope* dengan pembesaran

20x dan 40x. hal ini penting untuk diketahui karena tingkat kekasaran permukaan spesimen akan mempengaruhi dari *microharness* dan *corrosion rate* dari paduan Zn-1Mg *as-rolled* (Zheng, 2014).

C. Mechanical Properties

Tingkat kekerasan paduan Zn-1Mg sebagai *mechanical properties* diuji menggunakan *microhardness Vickers tester machine*. Pengujian dengan 3 titik indenter berbeda dengan beban 300gf dan waktu 10 s untuk masing-masing spesimen berpedoman ke ASTM-E98-82 (ASTM Standard E92-82, 1997). Kemudian, harga kekerasan dikalkulasikan sesuai persamaan sehingga didapatkan harga kekerasan rata-rata *microhardness Vickers* (HV). Pengujian *microhardness* ini dilakukan sebelum dan setelah *immersion test*. *Microhardness* paduan Zn-1Mg menjadi faktor yang berpengaruh terhadap tingkat *corrosion rate* (Witte, 2019).

D. Corrosion Rate

Pengujian laju korosi dilakukan dengan *immersion test* (uji perendaman) menggunakan standar ASTM F3160 (Materials et al., 2021), ASTM F3628-18 (Corro-, 2020), dan ASTM G31-72 (ASTM G31 – 72, 2004). Larutan *immersion test* dipersiapkan berdasarkan *Kokubo's solution* yaitu *simulated body fluids* (SBF) dengan konsentrasi ion mendekati plasma darah manusia (Kokubo, 2006). Tabel 2 konsentrasi ion SBF dan dan darah manusia.

Tabel 3. Konsentrasi Ion SBF dan Darah Manusia (Kokubo, 2006)

Konsentrasi ion	Darah Manusia	SBF
Na ⁺	142.0	142.0
K ⁺	5.0	5.0
Mg ²⁺	1.5	1.5
Ca ²⁺	2.5	2.5
Cl ⁻	103.0	103.0
HCO ₃ ⁻	27.0	4.2
HPO ₄ ²⁻	1.0	1.0
SO ₄ ²⁻	0.5	0.5

Spesimen untuk *immersion test* telah dipersiapkan dengan proses; *cutting, polishing, cleaning, dan weighing*. Proses *immersion test* dalam larutan SBF pada pH 7.4 suhu 29°C ±1°C selama 3,7, dan 14 hari. Setelah *immersion test* spesimen dikeluarkan dan dibersihkan dengan *ultrasonic cleaner* sesuai dengan standar ASTM G1 (ASTM G1-90, 1999), kemudian ditimbang menggunakan timbangan digital 1/10000 untuk mendapatkan *weight-loss* dari spesimen. Laju korosi spesimen dapat dihitung menggunakan metode *weight-loss* dengan formula ASTM G16 (ASTM International, 2014) :

$$CRI = \frac{W(g) \times K}{D \left(\frac{g}{cm^3}\right) \times A(cm^2) \times t(h)}$$

Keterangan :

W = *Weight Loss* (g)

K = 8.76 x 10⁴ (mm/year)

D = *Alloy Density* ($\frac{g}{cm^3}$)

A = *Exposed Area* (cm²)

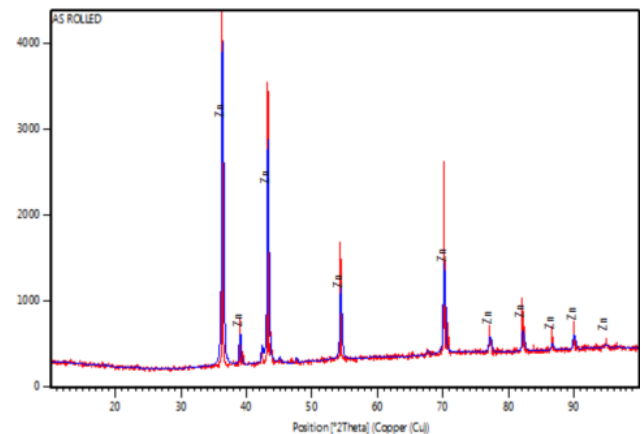
t = *Exposure Time* (h)

Produk korosi yang dihasilkan pada permukaan morfologi spesimen dilihat menggunakan *stereo microscope* dengan pembesaran 20x dan 40x Akhirnya komposisi unsur kimia spesimen setelah *immersion test* akan dianalisa dengan *X-ray Fluorescence* (XRF). Dari pengujian XRF juga digunakan sebagai parameter untuk mengidentifikasi produk korosi yang melekat pada permukaan spesimen setelah *immersion test*.

III. Hasil dan Pembahasan

A. Sample Preparation

Hasil uji XRD paduan Zn-1Mg *as-rolled* pada gambar 1, unsur Zn dan Mg. Tingkat komposisi fraksi Zn pada paduan Zn-1Mg sangat tinggi, sesuai dengan proses pembuatan bahan spesimen uji. Hasil uji ini didapatkan setelah spesimen melalui proses peleburan dan penuangan bahan dalam bentuk pengecoran logam, potongan eksperimental disiapkan secara mekanis dengan pembentukan sisi tepi dan memotong sampel silinder untuk selanjutnya proses penggilingan mekanis (rolling) mendapatkan spesimen paduan Zn-1Mg *as-rolled*. Hasil ini masuk dalam kategori sudah layak digunakan sebagai identitas dari paduan Zn-1Mg yang digunakan.

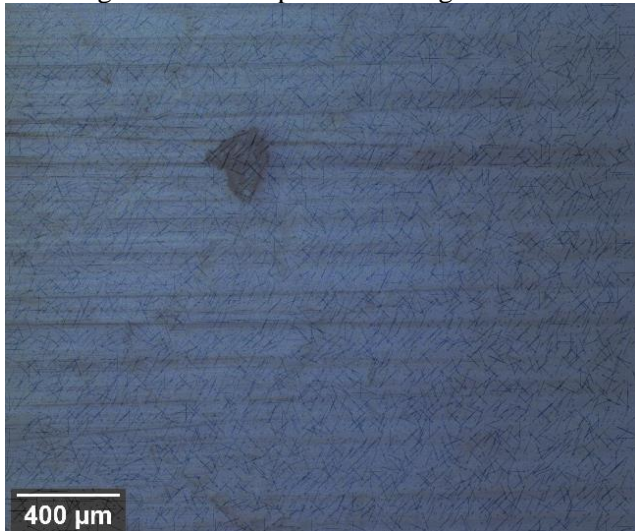


Gambar 1. Hasil Uji XRD Zn-1Mg *as-rolled*

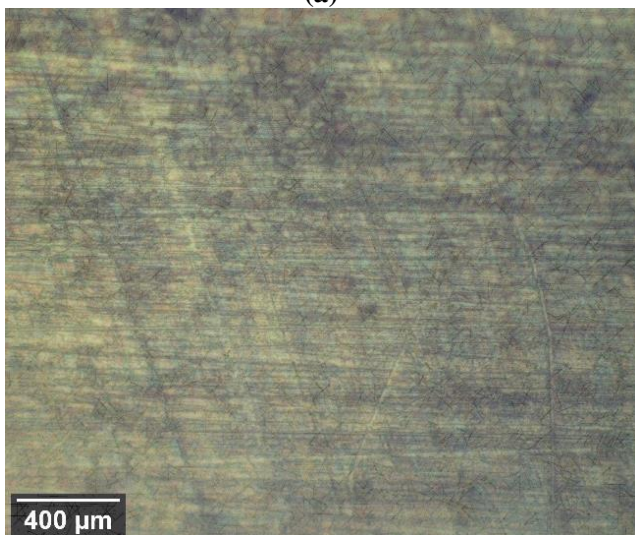
B. Mirostructure

Struktur Mikro paduan *as-rolled* ditampilkan seperti pada Gambar 2 paduan Zn-1Mg *as-cast* dan *as-rolled* secara optik. dapat dilihat *as-cast* memiliki butiran lebih kasar dibandingkan *as-rolled* memiliki butiran lebih halus (Mostaed, 2016). Paduan Zn-1Mg bersifat

hipoeutektik karena terdiri dari dendrit Zn primer (ringan) dan $Zn^+ Mg_2Zn_{11}$ campuran eutektik (gelap), sebagaimana dilihat dari diagram fase kesetimbangan dan temuan struktur mikro Zn murni dan Mg murni (Kubásek & Vojtěch, 2012). Temuan ini menguatkan konsentrasi Mg meningkatkan volume eutektik dan fraksi volume menurun seiring dengan persentase berat Mg dalam dalam paduan Zn-Mg.



(a)



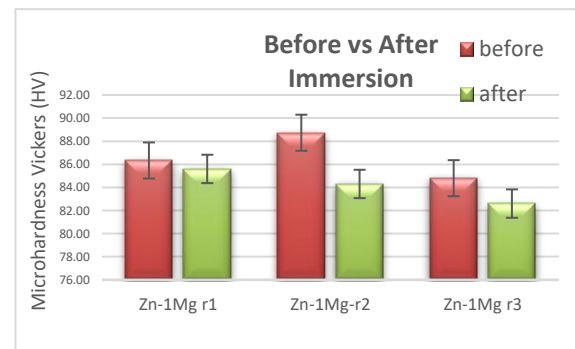
(b)

Gambar 2. (a) Paduan Zn-1Mg As-Cast (b) Paduan Zn-1Mg as-rolled

C. Mechanical Properties

Menampilkan Hasil pengujian *microhardness Vickers* paduan Zn-1Mg as-rolled pada gambar 3. Sebelum *immersion test* nilai *microharness* paduan Zn-1Mg as-rolled didapatkan rata-rata $86,62 \pm 1,62$ HV dimana hasil ini lebih besar 15% dibandingkan dengan Li yang mendapatkan 76 ± 3 HV untuk untuk Zn-1Mg dan 38 ± 1 HV Zn as-cast (Li, 2015) serta Galib $73,5 \pm 2,15$ HV Zn-1Mg as-cast (Galib, 2016). Nilai *microhardness* paduan Zn-1Mg setelah *immersion test* turun dengan nilai rata-rata 84,1 Dari pengujian yang dilakukan dapat dilihat bahwa nilai

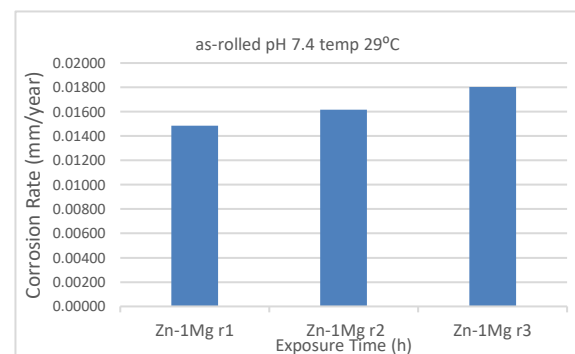
microharness paduan Zn-1Mg as-rolled turun seiring waktu *immersion*. Nilai kekerasan terendah adalah 82,6 HV (waktu 14 hari).



Gambar 3. Perbandingan *Microhardness Vickers* Zn-1Mg

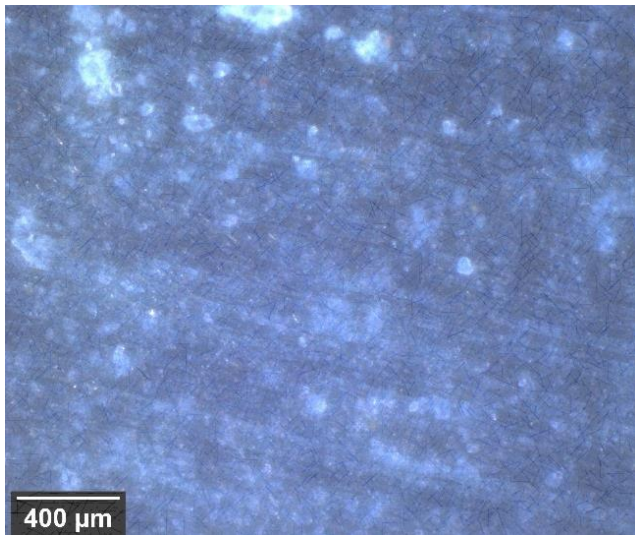
D. Corrosion Rate

Hasil pengujian *corrosionrate* paduan Zn-1Mg dalam waktu 3, 7, 14 hari berbanding lurus dengan pertambahan waktu (t) *immersion test* pada gambar 4. Pada waktu 3 hari didapatkan *corrosion rate* yang 0,01485 mm/year dan *corrosion rate* tertinggi adalah 0,01604 mm/year (waktu pengujian 14 hari) dari rata-rata *corrosion rate* yang terjadi dari 3, 7, dan 14 hari, yaitu $0,01835 \pm 0,0013$ dapat dikatakan *corrosion rate* paduan Zn-1Mg as-rolled masih dibawah tingkat RDI yang dizinkan dalam tubuh manusia yaitu Zn (RDI: 8-20 mg/hari) dan Mg (RDI: 240-420mg/hari) (Mccall, 2000).

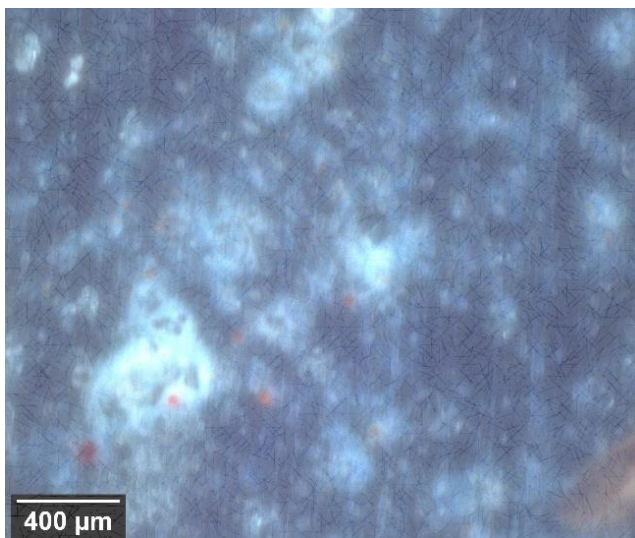


Gambar 4. *Corrosion Rate*

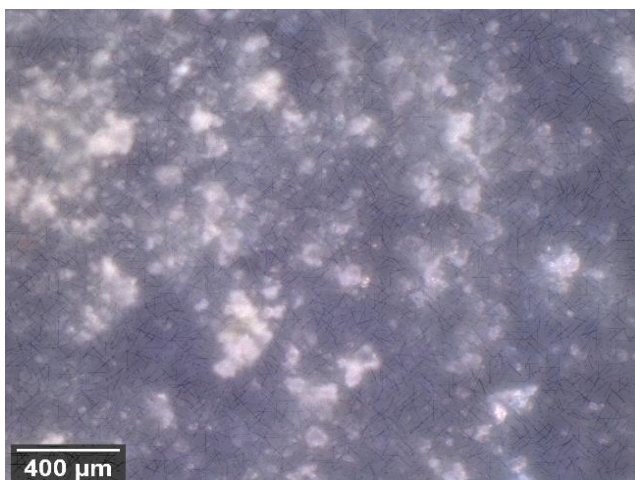
Morfologi paduan Zn-1Mg as-rolled yang terpapar dengan larutan SBF selama waktu perendaman 3, 7, dan 14 hari dengan pH 7,4 ditampilkan pada gambar 5. Penglihatan optik menampilkan permukaan tiap spesimen ditutupi oleh produk korosi yang berbentuk endapan berwarna putih melekat pada permukaan spesimen. Produk korosi ini diperkirakan menjadi faktor yang mendorong terjadi proses anodic dan katodik sehingga terjadi korosi jenis *pitting* pada permukaan spesimen uji.



(a)



(b)

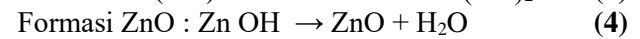
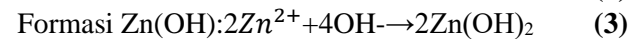
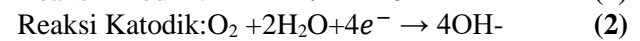
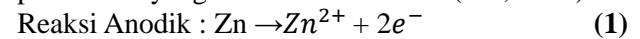


(c)

Gambar 5. Morfologi Permukaan Paduan Zn-1Mg *as-rolled* setelah (a) 3 hari (b) 7 hari (c) 14 hari *immersion*

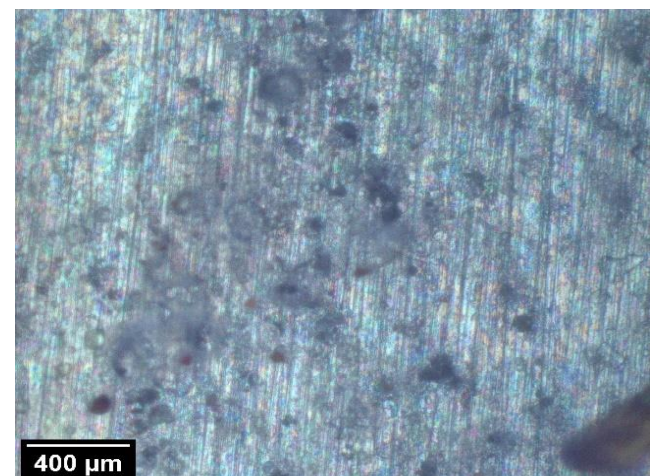
Lapisan produk korosi ini jika kita lihat pada table 4 terdiri dari Zn, P, O, Ca jika membandingkan dengan temuan Gong (2015) yang berasumsi adanya

interaksi ionik antara produk biodegradasi Zn dan klorida, hidrogen fosfat, dan hidrogen karbonat dalam SBF yang menghasilkan produk korosi yang mengandung ZnO, Zn(OH)₂, Zn₃(PO₄)₂, dan Ca₃(PO₄). Dimana hasil ini ini dapat sesuai dengan persamaan yang ditemukan oleh Liu (Liu, 2016).



Persamaan (1) memberikan gambaran reaksi oksidasi dari Zn dalam *simulated body fluids*. Persamaan (1) memberikan gambaran reaksi katoda dari Zn dalam *simulated body fluids*. Persamaan (3) dan (4) memberikan gambaran pembentukan produk korosi Zn(OH)₂ dan ZnO pada permukaan logam ketika terjadi pelepasan ion hidrogen (Liu, 2016). Dari produk korosi yang dihasilkan melekat pada permukaan spesimen yang memicu terjadinya proses anodik dan katodik sesuai persamaan (1) dan (2). Dapat diamati pada gambar 3.6 permukaan spesimen adanya korosi pitting, sesuai dengan temuan Thomas (2012). Pembentukan produk korosi ini dikonfirmasi dengan hasil pengujian XRF pada tabel 4.

Penemuan produk korosi ini dipengaruhi oleh beberapa faktor seperti; *microstructure* permukaan, pH larutan, temperatur dari larutan dan juga waktu perendaman. Dilihat pada gambar 3.5 produk korosi yang menempel pada permukaan spesimen bertambah seiring lamanya waktu *immersion test*. Hal ini juga dapat mempengaruhi semakin banyaknya terjadi korosi pada permukaan spesimen uji, sehingga dapat kita katakan semakin lama proses *immersion* akan menghasilkan temuan yang lebih akurat. Tapi hal ini akan bertentangan jika komposisi dan konsentrasi larutan uji berubah secara signifikan.

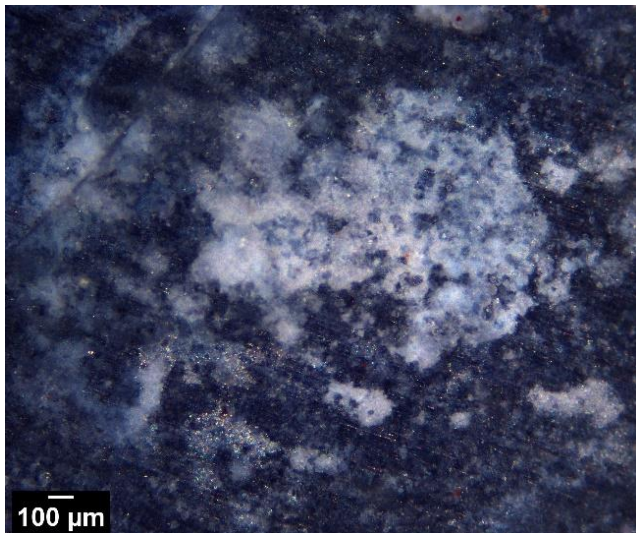


Gambar 6. Korosi *Pitting* yang Terjadi di Permukaan Spesimen Zn-1Mg *as-rolled* setelah 7 hari *Immersion*

Tabel 4. Data hasil uji XRF dalam wt%

Coumpound	Unit (%)
ZnO	81,935 %
MgO	7,13 %
Al ₂ O ₃	1,043 %
P ₂ O ₅	6,485 %
CaO	3,241 %
Fe ₂ O ₃	0,074 %
Co ₃ O ₄	0,006 %
Cl	0,086 %

Kemudian juga ditemukan partikel endapan pada gamabr 6 yang diindikasikan sebagai *hydroxyapatite* (HA) mengacu kepada temuan Arafat (Arafat, 2014).

**Gambar 3.7.** Permukaan Spesimen Setelah 14 Hari *immersion*

IV. Kesimpulan

Paduan Zn-1Mg *as-rolled* yang melalui proses *immersion test* memicu penurunan dalam nilai kekerasan *microhardnees* seiring dengan lama waktu *immersion*, hal ini berbanding terbalik dengan *corrosion rate* paduan Zn-1Mg yang cenderung naik seiring waktu *immersion*. Temuan produk korosi yang diindikasikan sebagai reaksi dari ion hidrogenkarbonat dan hidrogen fospat yang terdapat pada SBF dengan Zn. Lapisan produk korosi ini mengakibatkan adanya reaksi anodik dan katodik sehingga sesuai pengaman optik dapat dilihat jenis korosi *pitting* pada permukaan spesimen. Dari hasil - hasil temuan tersebut dapat dijadikan acuan untuk pengembangan penelitian paduan Zn-1Mg *as-rolled*.

Referensi

Arafat, A., Idris, M. H., Kadir, M. R. A., & Jafari, H. (2014). *Characterisation of calcium phosphate coating on investment cast 316L stainless steel*. 18. <https://doi.org/10.1179/1432891714Z.00000000>

0528

- ASTM G1-90. (1999). ASTM G1 Standard Practice for Preparing, Cleaning, and Evaluation Corrosion Test Specimens. *Astm*, 8. <https://www.astm.org/Database.CarT/Historical/G1-03R11.htm>
- ASTM G31 – 72. (2004). ASTM G31: Standard Practice for Laboratory Immersion Corrosion Testing of Metals. *ASTM International*, i(Reapproved), 5–7.
- ASTM International. (2014). Standard Guide for Applying Statistics to Analysis of Corrosion Data. *Astm*, 95(Reapproved 2010), 1–14.
- ASTM Standard E92-82. (1997). ASTM E92-82 Standard Test Method for Vickers Hardness of Metallic Materials. *Annual Book of ASTM Standards 4*, 82(Reapproved), 1–27.
- Champagne, S., Mostaed, E., Safizadeh, F., Ghali, E., Vedani, M., & Hermawan, H. (2019). In vitro degradation of absorbable zinc alloys in artificial urine. *Materials*, 12(2), 1–13. <https://doi.org/10.3390/ma12020295>
- Corro-, E. (2020). *Standard Guide for in vitro Degradation Testing of Absorbable Metals 1. i*, 1–13. <https://doi.org/10.1520/F3268-18.vb>
- Emily Walker, M. H. (2015). Magnesium, Iron and Zinc Alloys, the Trifecta of Bioresorbable Orthopaedic and Vascular Implantation - A Review. *Journal of Biotechnology & Biomaterials*, 05(02). <https://doi.org/10.4172/2155-952x.1000178>
- Exley, C., & Mold, M. J. (2015). The binding, transport and fate of aluminium in biological cells. *Journal of Trace Elements in Medicine and Biology*, 30, 90–95. <https://doi.org/10.1016/j.jtemb.2014.11.002>
- Francis, A., Yang, Y., Virtanen, S., & Boccaccini, A. R. (2015). Iron and iron-based alloys for temporary cardiovascular applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 26(3), 1–16. <https://doi.org/10.1007/s10856-015-5473-8>
- Galib, R. H., & Sharif, A. (2016). Development of Zn-Mg Alloys as a Degradable Biomaterial. *Columbia International Publishing Advances in Alloys and Compounds*, 1(1), 1–7. <https://doi.org/10.7726/aac.2016.1001>
- Gong, H., Wang, K., Strich, R., & Zhou, J. G. (2015). In vitro biodegradation behavior, mechanical properties, and cytotoxicity of biodegradable Zn-Mg alloy. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 103(8), 1632–1640.

<https://doi.org/10.1002/jbm.b.33341>

- Hermawan, H. (2012). *Biodegradable Metals: State of the Art*. 13–22. https://doi.org/10.1007/978-3-642-31170-3_2
- Hernández-Escobar, D., Champagne, S., Yilmazer, H., Dikici, B., Boehlert, C. J., & Hermawan, H. (2019). Current status and perspectives of zinc-based absorbable alloys for biomedical applications. *Acta Biomaterialia*, *97*, 1–22. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2019.07.034>
- Kokubo, T., & Takadama, H. (2006). How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials*, *27*(15), 2907–2915. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2006.01.017>
- Kubásek, J., & Vojtěch, D. (2012). Zn-based alloys as an alternative biodegradable materials. *METAL 2012 - Conference Proceedings, 21st International Conference on Metallurgy and Materials*, 1355–1361.
- Levy, G. K., Goldman, J., & Aghion, E. (2017). The prospects of zinc as a structural material for biodegradable implants—a review paper. *Metals*, *7*(10), 1–18. <https://doi.org/10.3390/met7100402>
- Li, H. F., Xie, X. H., Zheng, Y. F., Cong, Y., Zhou, F. Y., Qiu, K. J., Wang, X., Chen, S. H., Huang, L., Tian, L., & Qin, L. (2015). Development of biodegradable Zn-1X binary alloys with nutrient alloying elements Mg, Ca and Sr. *Scientific Reports*, *5*, 1–13. <https://doi.org/10.1038/srep10719>
- Liu, X., Sun, J., Qiu, K., Yang, Y., Pu, Z., Li, L., & Zheng, Y. (2016). Effects of alloying elements (Ca and Sr) on microstructure, mechanical property and in vitro corrosion behavior of biodegradable Zn-1.5Mg alloy. *Journal of Alloys and Compounds*, *664*, 444–452. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2015.10.116>
- Materials, M., Stainless, F., Plate, H. S., Bars, S. S., Wire, S. S., Rods, W., Products, S., & Requirements, C. (2021). *Standard Guide for Metallurgical Characterization of Absorbable Metallic Materials for Medical Implants 1. i*, 1–11. <https://doi.org/10.1520/F3160>
- Mccall, K. A., Huang, C.-C., & Fierke, C. A. (2000). Zinc and Health: Current Status and Future Directions Function and Mechanism of Zinc Metalloenzymes 1. *J. Nutr*, *130*(February), 1437–1446.
- Mostaed, E., Sikora-Jasinska, M., Mostaed, A., Loffredo, S., Demir, A. G., Previtali, B., Mantovani, D., Beanland, R., & Vedani, M. (2016). Novel Zn-based alloys for biodegradable stent applications: Design, development and in vitro degradation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *60*, 581–602. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.03.018>
- Nanda, I. P., Hassim, M. H., Idris, M. H., Jahare, M. H., Abdulmalik, S. S., & Arafat, A. (2019). Mechanical and degradation properties of zinc adopted magnesium alloys for biomedical application. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, *602*(1). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/602/1/012094>
- Olszta, M. J., Cheng, X., Jee, S. S., Kumar, R., Kim, Y. Y., Kaufman, M. J., Douglas, E. P., & Gower, L. B. (2007). Bone structure and formation: A new perspective. *Materials Science and Engineering R: Reports*, *58*(3–5), 77–116. <https://doi.org/10.1016/j.mser.2007.05.001>
- Thomas, S., Birbilis, N., Venkatraman, M. S., & Cole, I. S. (2012). Corrosion of zinc as a function of pH. *Corrosion*, *68*(1), 1–9. <https://doi.org/10.5006/1.3676630>
- Witte, F. (2019). 1.3.3D – Biodegradable Metals. In *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine* (Fourth Edi). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-816137-1.00021-0>
- Zheng, Y. F., Gu, X. N., & Witte, F. (2014). *Biodegradable metals*. *77*, 1–34. <https://doi.org/10.1016/j.mser.2014.01.001>