

## Ketahanan Korosi pada Paduan Mg –1Mn–HA Sebagai Bahan Biomaterial Hasil Proses *Mechanosynthesis* dalam Media *Ringer Lactate*

### *Corrosion Resistance in Mg-1Mn-Ha Alloy as Biomaterial from Mechanosynthesis Process in Ringer Lactate Media*

Ihwan Bayu Setiawan<sup>1,\*</sup>, Djoko Hadi Prajitno<sup>2</sup>, R Henny Mulyani<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Jurusan Teknik Metalurgi, Universitas Jenderal Achmad Yani,  
Jalan Terusan Jenderal Gatot Subroto, Bandung 40285, Indonesia

<sup>2</sup>PSTNT-BATAN, Jl. Tamansari No.71 Bandung 40132, Indonesia

\*E-mail: [ihwanbayu12@gmail.com](mailto:ihwanbayu12@gmail.com)

DOI: <https://doi.org/10.26874/jkk.v4i1.71>

Received: 13 Feb 2021, Revised: 30 May 2021, Accepted: 30 May 2021, Online: 31 May 2021

#### Abstrak

Biomaterial dari bahan *biodegradable* akhir-akhir ini sedang dilakukan penelitian lebih lanjut untuk menggantikan biomaterial *non biodegradable* yang memiliki sifat toksisitas di dalam tubuh namun material *biodegradable* memiliki sifat kimia-fisika dan sifat mekaniknya belum menyerupai tulang asli maka dari itu butuh paduan yang tepat untuk biomaterial *biodegradable*. Magnesium memiliki sifat *biodegradable*, *biocompatible*, *non toxic*, dengan modulus elastisitas 42 GPa yang relatif dekat dengan modulus elastisitas tulang (3 – 40 GPa). Metode yang digunakan dalam pembuatan biomaterial dari bahan *biodegradable* adalah pemaduan mekanik pada paduan Mg – 1%Mn - *Hydroxyapatite* menggunakan metode *mechanosynthesis*. Dengan waktu *milling* 2 jam dengan kecepatan 1000 rpm. Tekanan Kompaksi 10 MPa serta waktu *sintering* 2 jam sehingga menyebabkan terbentuknya porositas yang dihasilkan dari metode ini diisi oleh *hydroxyapatite* (HA) bereaksi membentuk ikatan jaringan dengan tulang. Karakterisasi paduan Mg – 1%Mn – HA dilakukan dengan menggunakan pengujian kekerasan micro vickers, metalografi, laju korosi, SEM – EDS, dan XRD. Nilai kekerasan dari paduan Mg – 1Mn, nilai rata – rata kekerasan pada paduan Mg – 1Mn Non HA yaitu 34,87 HVN, Mg – 1Mn – 10% HA yaitu 42,03 HVN, Mg – 1Mn – 15% HA yaitu 43,19 HVN, dan Mg – 1Mn – 20% HA yaitu 47,79 HA. Analisis XRD dapat diketahui bahwa fasa yang terbentuk pada paduan Mg-1%Mn yaitu terbentuk paduan Mg +  $\alpha$  Mn, dan pada paduan Mg-1%Mn yaitu terbentuk Mg +  $\alpha$  Mn dan  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . Nilai laju korosi pada paduan Mg – 1Mn – Non HA memiliki laju korosi  $1.035\text{e}^3$  mpy sedangkan pada sampel paduan Mg – 1Mn – 10% HA memiliki laju korosi 487 mpy.

**Kata Kunci** : Biomaterial, *Biodegradable*, *Mechanosynthesis*, *Hidroxyapatite*. Larutan *Ringer Lactate*

#### Abstract

Recently, further research is being carried out to replace non-biodegradable biomaterials that have toxicity properties in the body, but biodegradable materials have chemical-physical properties and mechanical properties that do not resemble real bone, therefore we need the right alloy for biodegradable biomaterials. Magnesium is biodegradable, biocompatible, non-toxic, with an elastic modulus of 42 GPa which is relatively close to the modulus of bone elasticity (3 - 40 GPa). The method used in the manufacture of biomaterials from biodegradable materials is the mechanical integration of the Mg - 1% Mn - Hydroxyapatite alloy using the mechanosynthesis method. With a milling time of 2 hours at a speed of 1000 rpm. Compaction pressure of 10 MPa and sintering time of 2 hours, causing the formation of porosity resulting from this method filled with hydroxyapatite (HA) reacts to form tissue bonds with the bone. Characterization of Mg - 1% Mn - HA alloy was carried out using micro Vickers

hardness testing, metallography, corrosion rate, SEM-EDS, and XRD. The hardness value of the Mg - 1Mn alloy, the average hardness value of the Mg - 1Mn Non-HA alloy is 34.87 HVN, Mg - 1Mn - 10% HA is 42.03 HVN, Mg - 1Mn - 15% HA is 43.19 HVN, and Mg - 1Mn - 20% HA, namely 47.79 HA. XRD analysis shows that the phase formed in the Mg-1% Mn alloy is formed by the Mg +  $\alpha$  Mn alloy and in the Mg-1% Mn mixture, which is formed Mg +  $\alpha$  Mn and  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ . The corrosion rate value of the Mg - 1Mn - Non-HA alloy has a corrosion rate of  $1.035e3$  mpy while the Mg - 1Mn - 10% HA alloy sample has a corrosion rate of 487 mpy.

**Keywords:** biomaterial, biodegradable, mechanosynthesis, hidroxyapatite, ringer lachtate solution

## 1 Pendahuluan

Biomaterial dari bahan *biodegradable* ini sedang dilakukan penelitian lebih lanjut untuk menggantikan biomaterial *non biodegradable* yang memiliki sifat toksitas di dalam tubuh namun material *biodegradable* memiliki sifat kimia-fisika dan sifat mekaniknya belum menyerupai tulang asli maka dari itu butuh paduan yang tepat untuk biomaterial *biodegradable* [1].

Salah satu bahan material yang sedang dikembangkan di dunia medis saat ini adalah magnesium sebagai bahan biomaterial. Magnesium menunjukkan harapan besar sebagai bahan biokompatibel dan *biodegradable* yang potensial [2].

Paduan magnesium merupakan biomaterial *biodegradable* yang paling banyak digunakan dan sudah mempunyai standar internasional dalam pemakaiannya. Kelebihan daripada paduan magnesium sebagai biomaterial *biodegradable* adalah mempunyai sifat mekanik dan biokompatibilitas yang baik. Magnesium dan paduan magnesium juga mempunyai massa jenis yang rendah ( $1,74 - 2,0 \text{ g/cm}^3$ ) lebih rendah daripada paduan titanium ( $4,4 - 4,5 \text{ g/cm}^3$ ). Ketangguhan dari paduan magnesium juga lebih besar daripada biomaterial keramik dengan nilai modulus elastis (41-45 GPa) yang mendekati nilai modulus tulang [3].

Tujuan penelitian ini adalah untuk mengetahui pengaruh penambahan senyawa *hydroxyapatite* (HA) terhadap kekerasan dan struktur mikro pada paduan Mg-Mn, dan untuk mengetahui pengaruh penambahan senyawa *hydroxyapatite* (HA) terhadap laju korosi paduan Mg-Mn-HA, dan untuk mengetahui apakah material yang digunakan bersifat *biodegradable*.

Melalui hasil penelitian ini dapat menambah pengetahuan bagi dunia medis untuk menggunakan logam magnesium yang dipadukan dengan mangan dan juga senyawa *hydroxyapatite* (HA) sebagai bahan alternatif pemasangan implan dengan cara lebih mudah dan murah.

Untuk mendapatkan paduan yang tepat dan memperbaiki sifat mekanik dari magnesium, maka dipadukan dengan mangan. Pengaruh penambahan mangan memiliki kekuatan tarik yang baik, keuletan yang baik, laju mulur yang baik, serta tingkat kehalusan butir yang halus. Namun penambahan unsur mangan yang melebihi ambang batas maka dapat menyebabkan *neurotoxic* dalam konsentrasi yang tinggi [4].

*Hydroxyapatite* (HA,  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ ), merupakan komponen utama pada mineral dan bagian penting dari jaringan keras asli. HA banyak digunakan dalam bedah maksilosofiasial, gigi, dan ortopedik untuk rekontruksi tulang dan gigi yang rusak karena sangat baik biokompatibilitas, bioaktivasi, dan sifat osteokonduktif yang baik [5].

*Mechanosynthesis* adalah metode mekanik secara langsung, yang didasarkan pada efek aktivasi mekanik yang dihasilkan dari bola baja yang saling bertabrakan selama proses penggilingan di dalam *vial*. Untuk proses penggilingan, beberapa parameter kontrol harus dipertimbangkan, yaitu lingkungan dalam *vial*, rasio berat bola ke bubuk dan agen kontrol proses [6].

## 2 Metode Penelitian

Bahan baku yang digunakan untuk pembuatan sampel serta dengan tingkat kemurniannya. serbuk magnesium (Mg) *merck* dengan kemurnian 98%, serbuk mangan (Mn) *merck* dengan kemurnian 98%, serbuk HA dari tulang sapi yang dikeringkan dalam oven selama 120 menit di suhu  $800^\circ\text{C}$  lalu dihaluskan menggunakan *planetary ball mill* selama 120 menit dengan kecepatan 100rpm.

Komposisi kimia paduan Mg - 1Mn dan *hydroxyapatite* dihitung dengan menggunakan metode persen berat. Seperti yang ditunjukkan pada Tabel 1.

**Tabel 1.** Kodefikasi Spesimen Uji dalam % Berat

Sampel Uji	% Berat (g)		
	Mg	Mn	HA
Mg – 1Mn – Non-HA	6,93	0,07	-
Mg – 1Mn – 10% HA	6,23	0,07	0,70
Mg – 1Mn – 15% HA	5,88	0,07	1,05
Mg – 1Mn – 20% HA	5,53	0,07	1,40

Bahan yang digunakan dalam penelitian adalah serbuk magnesium, 1% mangan dan *hydroxyapatite* (HA) yang dilakukan proses *milling* dengan *ratio ball mill* 10:1. *Milling* dilakukan selama 2 jam dengan kecepatan 1000 rpm. Material yang sudah homogen dilakukan proses kompaksi dengan tekanan 100kg/mm<sup>2</sup> membentuk pelet dengan diameter 16mm. *Sintering* dilakukan pada suhu 550°C selama 2 jam pada *tube furnace* dengan dialiri gas argon. Sampel hasil *sintering* didinginkan secara perlahan di dalam tungku. Pengujian yang dilakukan yaitu XRD, *Hardness Vickers*, metalografi, korosi polarisasi tafel, dan SEM-EDS.

Pengujian kekerasan yang dilakukan pada spesimen Mg-1Mn-Non HA, Mg-1Mn-10% HA, Mg-1Mn-15% HA, dan Mg-1Mn-20%HA hasil proses *sintering* menggunakan metode *microVickers* dengan berat pembebanan sebesar 500 gram dan dengan waktu penekanan 10 detik. Setiap spesimen dilakukan pengujian kekerasan pada 5 titik yang berbeda.

Preparasi permukaan paduan Mg – 1Mn yang ditambahkan *hydroxyapatite* sebelum dilakukan karakterisasi dengan cara melakukan proses pengampelasan dengan nilai kekasaran yang berbeda dimulai dari 80 *mesh* hingga 2000 *mesh*. Pengujian metalografi dilakukan dengan menggunakan larutan etsa nital 5% lalu dilakukan pengamatan struktur mikro menggunakan *Optical Microscope* (OM) Olympus BX60M.

Pengujian korosi dilakukan pada spesimen Mg-1Mn-Non HA, dan Mg – 1Mn – 10% hasil proses *sintering* menggunakan metode polarisasi ASTM G59 dengan bantuan plat Pt dan Ag-AgCl sebagai *counter electrode* dan *reference electrode* dalam media larutan SBF + NaF dan minuman berkarbonasi dengan waktu perendaman 10 menit. Data pengujian korosi didapat dengan menggunakan *software Gamry Instrument Framework* dan *Gamry Echem Analyst*.

### 3 Hasil dan Diskusi

#### 3.1 Morfologi Permukaan Secara Makro

Gambar 1 memperlihatkan foto morfologi makro permukaan spesimen secara visual dengan menggunakan kamera digital. Pengamatan foto makro bertujuan untuk mengetahui gambaran permukaan dari paduan Mg – Mn dengan persentase penambahan (%) *hydroxyapatite* setelah proses *sintering*.

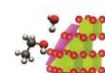


**Gambar 1.** Morfologi Permukaan Sebelum Proses Karakterisasi (a) Spesimen I (Mg-1Mn-Non-HA), (b) Spesimen II (Mg-1Mn-10%HA), (c) Spesimen III (Mg-1Mn-25%HA), dan (c) Spesimen IV (Mg-1Mn-20% HA).

#### 3.2 Pemeriksaan Metalografi

Pengujian struktur mikro dilakukan menggunakan mikroskop optik dengan metode metalografi. Pengujian metalografi dilakukan bertujuan untuk mengetahui perbedaan struktur mikro pada material paduan Mg – Mn dan persentase *hydroxyapatite* hasil proses proses dari *sintering*. Hasil dari pemeriksaan struktur mikro dapat dilihat pada Gambar 2.

Hasil dari pemeriksaan struktur mikro dengan metode metalografi kualitatif dengan pembesaran 500  $\mu\text{m}$  menunjukkan bahwa, beberapa daerah yang berbeda dengan indikasi warna putih besar yaitu magnesium, dan warna putih pudar yang tersebar merata yaitu *hydroxyapatite* yang terlihat pada Gambar 3 dengan campuran senyawa *hydroxyapatite*, warna hitam kecil yaitu  $\alpha$  mangan. Warna hitam pekat dan terlihat memiliki kedalaman yang berbeda yaitu porositas yang terbentuk pada paduan tersebut.



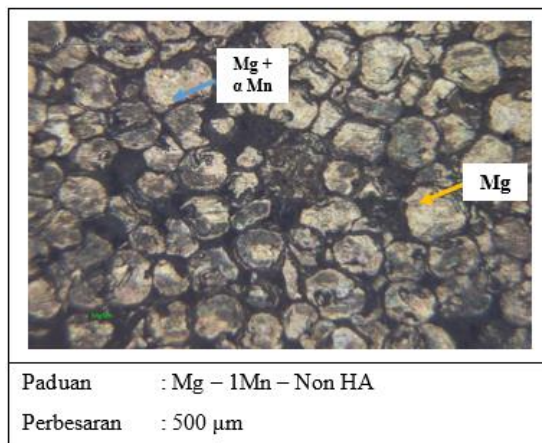


Data hasil pemeriksaan struktur mikro kuantitatif dilakukan dengan menghitung diameter ukuran butir menggunakan metode *jeffreis* dengan foto struktur mikro perbesaran 500  $\mu\text{m}$  dilihat pada Gambar 3.

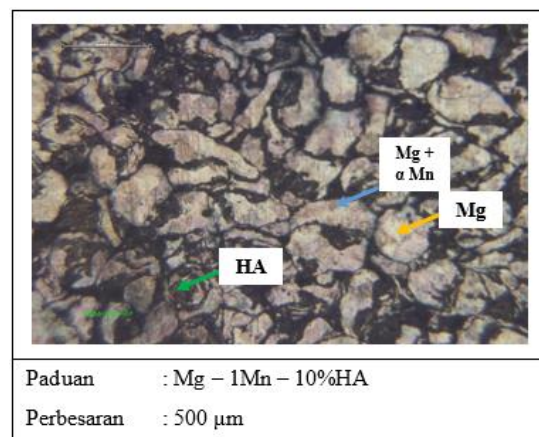
Data hasil pemeriksaan struktur mikro kuantitatif dilakukan dengan menghitung diameter ukuran butir menggunakan metode *jeffreis* maka didapatkan besar butir yang berbeda – beda, semakin banyak penambahan senyawa

*hydroxyapatite* maka besar diameter butir pun akan mengecil dan banyak.

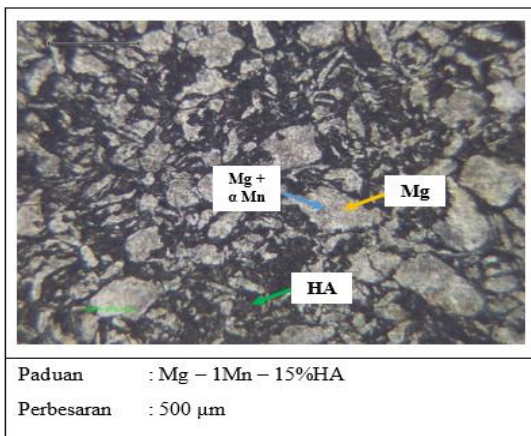
Dapat dilihat pada Gambar 5 didapatkan diameter besar butir yang berbeda, pada paduan Mg – 1Mn Non-HA didapatkan besar diameter butir sebesar 210,6  $\mu\text{m}$ , paduan Mg – 1Mn – 10% HA didapatkan besar diameter butir sebesar 179,3  $\mu\text{m}$ , paduan Mg – 1Mn – 15% HA didapatkan besar diameter butir sebesar 147,79  $\mu\text{m}$ , dan paduan Mg – 1Mn – 20%HA didapatkan besar diameter butir sebesar 120,80  $\mu\text{m}$ .



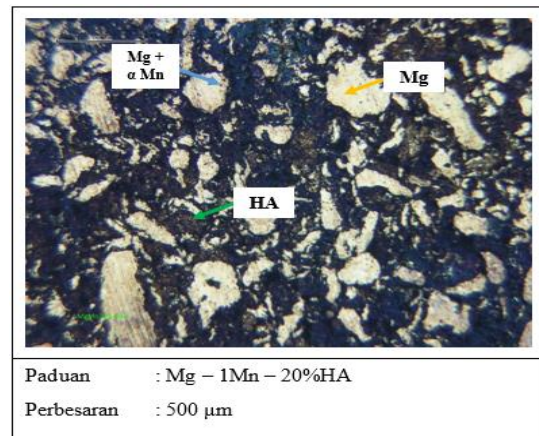
(a) Mg-1Mn-Non HA



(b). Mg-1Mn-10% HA



(c) Mg-1Mn-15% HA



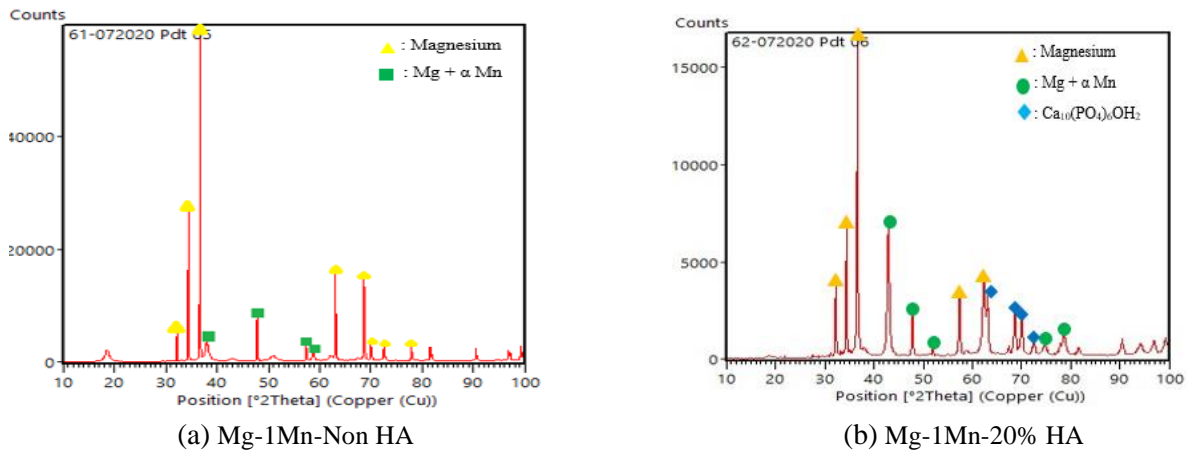
(d) Mg-1Mn-20% HA

**Gambar 2.** Hasil Pemeriksaan Metalografi dengan Perbesaran 500 $\mu\text{m}$ .



Dari data pada Gambar 4 menunjukkan bahwa dengan adanya penambahan persentase dari senyawa *hydroxyapatite* maka meningkat pula nilai kekerasannya hal ini diakibatkan dengan adanya penambahan *hydroxyapatite* menyebabkan sampel menjadi padat. Untuk nilai

kekerasan dari masing-masing paduan dan waktu *sintering* yang sama tersebut maka didapatkan nilai rata-rata kekerasan pada paduan Mg-1Mn Non HA yaitu 34,7 HVN, Mg-1Mn-10% HA yaitu 42,03 HVN, Mg-1Mn-15% HA yaitu 43,19 HVN, dan Mg-1Mn-20% HA yaitu 47,79 HVN.



Gambar 5. Hasil pengujian XRD Hasil Proses *Sintering*.

### 3.4 Pengujian XRD

Pengujian *X-Ray Diffraction* (XRD) dilakukan untuk mengetahui fasa atau senyawa yang terdapat pada paduan Mg-1Mn Non *Hydroxyapatite* dan Mg-1Mn-20%HA. Pengujian *X-Ray Diffraction* dilakukan di PSTNT BATAN Bandung. Hasil dari pengujian *X-Ray diffraction* (XRD) ditunjukkan pada grafik Gambar 6a dan 6b. Pada analisis XRD dapat diketahui bahwa fasa yang terbentuk pada paduan Mg-1%Mn dari Gambar 5 hasil XRD hanya terbentuk paduan Mg +  $\alpha$  Mn jumlah Mn yang hanya 1% tidak berikatan dengan Mg, sedangkan pada spesimen Mg-1Mn-20%-HA terbentuk paduan Mg +  $\alpha$  Mn karena adanya penambahan dengan 20%HA maka terbentuk  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$  atau HA, HA bersifat *inert* tidak bereaksi dengan logam maka tidak berikatan dengan paduan Mg dan  $\alpha$  Mn.

### 3.5 Pengujian SEM-EDS

Pengujian SEM dilakukan untuk melihat morfologi permukaan sampel yang kita uji sedangkan EDS dilakukan untuk melihat persentase unsur pada titik tertentu pada sampel tersebut.

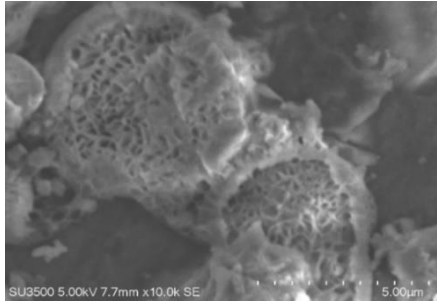
Berdasarkan data hasil pengujian SEM-EDS yaitu sampel paduan Mg-1Mn-Non HA dan Mg-1Mn-20%HA dengan perbesaran 10.000x (Gambar 6). Hasil dari pengujian SEM-EDS terlihat bahwa dengan penambahan

*hydroxyapatite* menutupi rongga atau poros yang terbentuk pada sampel paduan Mg-1Mn.

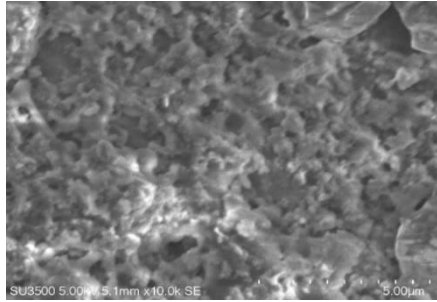
Pengujian EDS dilakukan pada *full area* dari sampel paduan Mg – 1Mn yang ditambahkan *hydroxyapatite*. Dari hasil pengujian EDS (Tabel 2 dan 3) didapatkan komposisi dari sampel paduan Mg – 1Mn – Non *Hydroxyapatite* terdapat unsur O atau *oxygen* hal ini terjadi karena magnesium sangat mudah bereaksi dengan *oxygen* hal ini dapat terjadi karena pada saat setiap prosesnya tidak dilakukan dengan cepat sehingga sampel bereaksi dengan O, sedangkan pada paduan Mg – 1Mn yang ditambahkan dengan *hydroxyapatite* didapatkan bahwa dalam paduan Mg – 1Mn yang ditambahkan *hydroxyapatite* terdapat unsur Si dan juga C yang cukup banyak, hal ini dikarenakan pada proses preparasi pada sampel kurang baik sehingga unsur Si dan C menyelip pada paduan Mg – 1Mn hasil proses *mechanosynthesis*.

Untuk menghasilkan sampel paduan yang baik dan tidak mudah bereaksi dengan lingkungan sekitar, maka lebih baik menggunakan metode proses SPS (*Spark Plasma Sintering*), dengan menggunakan proses SPS dapat meminimalisir *gradien thermal* sehingga memungkinkan peningkatan laju pemanasan pada homogenitas yang dioptimalkan secara bersamaan.





(a) Morfologi Sampel Paduan Mg-1Mn-NonHA



(b) Morfologi Sampel Paduan Mg-1Mn-20%HA

**Gambar 6.** Hasil Pengujian SEM-EDS dengan Perbesaran 10.000x.

**Tabel 2.** Hasil EDS Sampel Mg-1Mn-NonHA

Unsur	%berat	%Atom	%Error
Mg	40,46	28,37	3,52
Mn	0,48	0,16	64,05
O	33,91	37,87	6,37
C	19,07	28,37	9,62

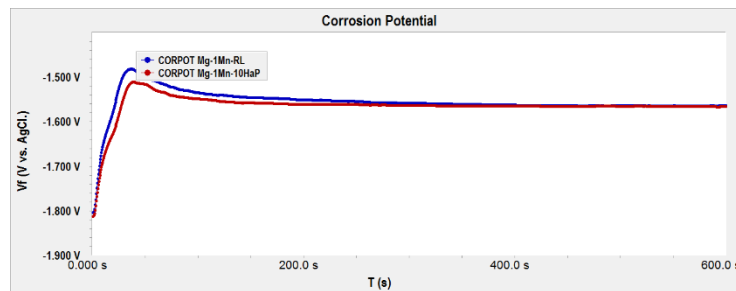
**Tabel 3.** Hasil EDS Sampel Mg-1Mn-20%HA

Unsur	%berat	%atom	%error
Mg	57,42	49,74	3,56
Mn	0,57	0,22	64,69
O	34,72	45,70	5,91
P	0,24	0,16	60,34
Ca	4,92	2,58	12,59
Si	2,13	1,60	8,66

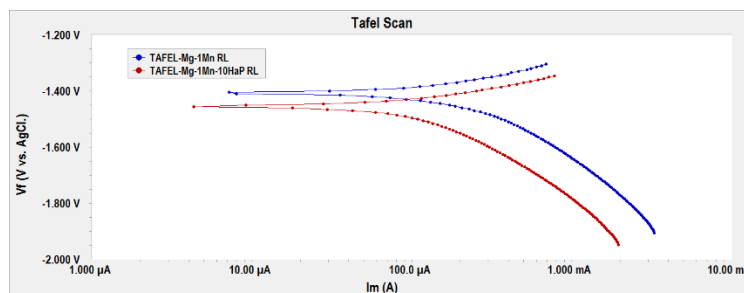
### 3.6 Pengujian Korosi

Pengujian korosi dilakukan untuk mengetahui perilaku korosi pada paduan Mg – 1Mn yang ditambahkan dengan persentase *hydroxyapatite*. Metode yang dilakukan pada pengujian korosi ini adalah ASTM G5-94 dalam larutan *Simulated Fluid Ringer Laktat* (SBF) dengan bantuan *software Garmy Instrument* untuk memantau laju korosi yang terjadi.

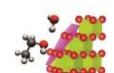
Data hasil kurva polarisasi Tafel (Gambar 7 dan 8) kemudian diplotkan dalam Tabel 4 untuk memudahkan perbandingan. Tabel 4 menunjukkan pengaruh penambahan senyawa *hydroxyapatite* serta waktu perendaman terhadap perilaku korosi paduan Mg – 1Mn – Non HA, Mg – 1Mn – 10%HA, Mg – 1Mn – 15%HA, dan Mg – 1Mn – 20%HA dalam media *Simulated Body Fluid Ringer Laktat*.



**Gambar 7.** Kurva potensial paduan Mg-1Mn-NonHA dan Mg-1Mn-10%HA

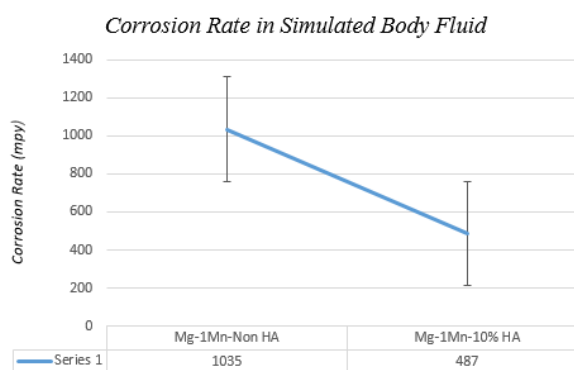


**Gambar 8.** Kurva tafel paduan Mg-1Mn-NonHA dan Mg-1Mn-10%HA.



**Tabel 4.** Data Pengujian Korosi

Sampel Paduan	Keterangan	Waktu Perendaman 10 menit
Mg – 1Mn – Non HA	$\beta_a$ (V/decade)	$189,2e^{-3}$
	$\beta_c$ (V/decade)	$358,6e^{-3}$
	$I_{corr}$ ( $\mu A$ )	234,0
	$E_{corr}$ (mV)	-1,410
	Corrosion Rate (mpy)	1,035e3
Mg – 1Mn – 10%HA	$\beta_a$ (V/decade)	$120,8e^{-3}$
	$\beta_c$ (V/decade)	$348,6e^{-3}$
	$I_{corr}$ ( $\mu A$ )	118,0
	$E_{corr}$ (mV)	-1,450
	Corrosion Rate (mpy)	487,0

**Gambar 9.** Kurva Hasil Uji Polarisasi Dalam Larutan *Simulated Body Fluid*

Dari data tersebut menunjukkan bahwa laju korosi pada paduan Mg – 1Mn – Non HA memiliki laju korosi  $1.035e^3$  mpy sedangkan pada sampel paduan Mg – 1Mn – 10% HA memiliki laju korosi 487 mpy.

Pada data hasil pengujian korosi dapat dilihat bahwa nilai korosi yang ditambahkan *hydroxyapatite* mengalami penurunan laju korosinya (Gambar 9). Hal ini disebabkan bahwa senyawa *hydroxyapatite* ini mengisi rongga yang telah terbentuk pada paduan Mg–1Mn sehingga rongga semakin kecil dan juga semakin padat. Semakin banyak penambahan *hydroxyapatite* maka rongga akan semakin banyak tertutupi sehingga nilai laju korosinya menjadi rendah.

#### 4 Kesimpulan

Dengan penambahan *hydroxyapatite* (HA) mempengaruhi kekerasan dari paduan Mg – 1Mn, nilai rata – rata kekerasan pada setiap paduan mengalami peningkatan, selain itu pengaruh dari penambahan *hydroxyapatite* yaitu dapat memperhalus butir dan memperbanyak butir. Pengujian metalografi paduan Mg – 1Mn pada diagram fasa biner Mg – Mn pada suhu  $50^\circ C$  terbentuk fasa Mg +  $\alpha$  Mn dan senyawa *hydroxyapatite* (HA) bersifat *inert* dan tidak bereaksi dengan logam paduan.

Hasil pengujian XRD ikatan yang terbentuk adalah Mg +  $\alpha$  Mn, sedangkan senyawa *hydroxyapatite* (HA) tidak bereaksi dengan material Mg – Mn dan berdiri sendiri, pada grafik XRD unsur yang paling dominan adalah Mg. Hasil pengujian SEM – EDS dengan perbesaran

10.000x dapat dilihat perbedaannya, yaitu paduan logam yang tidak ditambahkan *hydroxyapatite* (HA) memiliki rongga yang lebih besar, sedangkan pada paduan logam yang ditambahkan *hydroxyapatite* (HA) rongga terlihat sedikit. Hasil pengujian polarisasi didapat nilai laju korosi yang berbeda yaitu pada paduan Mg – 1Mn – Non HA didapat nilai laju korosi  $1.035e^3$  mpy, sedangkan pada paduan Mg – 1Mn – 10% HA didapatkan nilai laju korosi 487 mpy.

#### Ucapan Terima Kasih

Terima kasih kepada PSTNT BATAN Bandung yang telah memberikan bahan maupun fasilitas dalam penelitian ini.

#### Daftar Pustaka

- [1]. Witte F, Hort N, Vogt C, Cohen S, Kainer KU, Willumeit R, et al. Degradable biomaterials based on magnesium corrosion. *Curr Opin Solid State Mater Sci* [Internet]. 2008;12(5–6):63–72. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cossms.2009.04.001>
- [2]. Brar HS, Platt MO, Sarntinoranont M, Martin PI, Manuel M V. Magnesium as a biodegradable and bioabsorbable material for medical implants. *JOM*. 2009;61(9):31–4. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s11837-009-0129-0>
- [3]. Lala S, Maity TN, Singha M, Biswas K, Pradhan SK. Effect of doping (Mg,Mn,Zn) on the microstructure and mechanical properties of spark plasma sintered



- hydroxyapatites synthesized by mechanical alloying. *Ceram Int.* 2017;43(2):2389–97. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ceramint.2016.11.027>
- [4]. Salvetr P, Novák P, Vojtech D. Porous magnesium alloys prepared by powder metallurgy. *Mater Tehnol.* 2016;50(6):917–22. Available from: <http://dx.doi.org/10.17222/mit.2015.226>
- [5]. Itoh S, Kikuchi M, Koyama Y, Takakuda K, Shinomiya K, Tanaka J. Development of an artificial vertebral body using a novel biomaterial, hydroxyapatite/collagen composite. *Biomaterials.* 2002;23(19):3919–26. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/s0142-9612\(02\)00126-6](http://dx.doi.org/10.1016/s0142-9612(02)00126-6)
- [6]. Nordin JA, Prajitno DH, Saidin S, Nur H, Hermawan H. Structure–property relationships of iron–hydroxyapatite ceramic matrix nanocomposite fabricated using mechanosynthesis method. *Mater Sci Eng C.* 2015;51:294–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2015.03.019>

