

# Studi Laju Korosi untuk Paduan Magnesium AZ31B dalam Larutan *Phosphate Buffer Saline*

Agung Dwi Satrio<sup>1)</sup>, Nafisa Rafikati Nasution<sup>2)</sup>, dan Edi Septe.S<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup>Teknik Mesin, Universitas Bung Hatta

<sup>2)</sup>Teknik Kimia, Universitas Bung Hatta

Email Penulis yang Sesuai: [edi.septe@bunghatta.ac.id](mailto:edi.septe@bunghatta.ac.id)

---

## ABSTRACT

*Corrosion is a phenomenon of decreasing the quality of a metal material, the principle of corrosion is used in the field of research on biodegradable materials for applications to replace conventional stainless steel-based bone bolts to reduce the traumatic impact due to the use of stainless steel-based bone bolts. Magnesium has the potential for degradable bone bolt material, magnesium alloy AZ31B was used as an experimental material in this study because it contains 97% magnesium and the rest is a mixture of zinc, aluminum, and manganese. This test uses a solution of phosphate buffered saline as a substitute for human body fluids. By referring to the ASTM G31-72 standard, this research applies the corrosion rate analysis approach with the weight loss method, and the immersion test as the research method. Magnesium is immersed in 200 ml of PBS solution at a constant temperature of 34oC in an incubator. In calculating the corrosion rate in this study using a constant of  $8.76 \times 10^4$  mm/year and a density of 1.77 gr/cm<sup>3</sup> as a constant. In this study, the average corrosion rate was 0.5532 mmpy for a duration of 144 hours of immersion, 0.54 mmpy for a duration of 168 hours of immersion, and 0.6536 mmpy for a duration of 192 hours of immersion. Thus, this study shows the ability of magnesium alloy-based materials as a material capable of being degraded which has the potential to be a substitute for bone bolt material.*

**Keywords:** *corrosion rate, magnesium, phosphate buffered saline, weight loss, immersion test.*

---

## 1. Perkenalan

Korosi merupakan fenomena yang sangat dihindari dan dianggap sebagai hal yang negatif. Namun, ketika perkembangan teknologi semakin maju, korosi mulai berubah menjadi hal yang positif dan digunakan untuk berbagai keperluan seperti dalam bidang medis, dan dinamakan sebagai ilmu material yang dapat terdegradasi. Salah satu aplikasi material degradable adalah dalam ilmu ortopedi yang ditujukan untuk membantu penyembuhan trauma patah tulang pada manusia, akan tetapi material yang digunakan untuk bone bolt sampai saat ini umumnya material yang non degradable [1].

Secara klinis ditemukan beberapa kelemahan, Penggunaan bahan stainless pada baut tulang misalnya: kesulitan dalam pengambilan gambar X-ray dan MRI (*magnetic resonance imaging*), diperlukan operasi kedua untuk melepas baut tulang yang ditanamkan yang dapat menyebabkan lubang pada tulang setelahnya. melepas baut tulang, dan

berpotensi menyebabkan trauma fraktur lebih lanjut [2].

Menurut Fauzan Azima dalam penelitiannya tentang analisis laju korosi logam seng pada aplikasi implan terserap tubuh, ia menyebutkan hubungan antara bahan yang dapat terdegradasi dengan laju korosi, bagaimana lingkungan korosi dalam bentuk cairan tubuh manusia. dan jangka waktu paparan bahan logam ke lingkungan korosif dapat mempengaruhi kecepatan korosi di dalam tubuh. logam seng dalam penelitian yang telah dilakukannya [3].

## 2. Tinjauan Pustaka

### 2.1 Laju Korosi

Aktivitas korosi terjadi sebagai reaksi alami antara struktur logam dan lingkungannya. Ketika terkena oksigen dan air, logam akan mengalami proses yang disebut oksidasi [4]. Korosi dapat terjadi baik secara cepat maupun lambat, hal ini dipengaruhi oleh material logam

dan zat korosif yang terdapat di lingkungan sekitar. Pada lingkungan tertentu dapat terjadi kelembaban atau asam netral yang sangat mempengaruhi percepatan proses korosi, hal ini disebut laju korosi [5], penilaian korosi dapat dilakukan secara langsung dan tidak langsung [6].

Laju korosi dapat diartikan sebagai percepatan proses korosi dalam jangka waktu tertentu berdasarkan berapa lama suatu benda terpapar zat penyebab korosi, dan dalam penerapannya laju korosi dapat diketahui berdasarkan penjumlahan dari nilai reduksi struktur material dari nilai aslinya [3]. Studi tentang laju korosi dapat dilakukan dengan berbagai metode tergantung pada standar yang digunakan, namun metode yang umumnya digunakan adalah metode *Weight Loss*. Keuntungan menggunakan metode ini untuk pengujian adalah nilai laju korosi dapat diprediksi dalam jangka waktu yang lama hanya dengan mengandalkan waktu pengujian yang lebih singkat [7].

Jenis metode ini dapat dihitung berdasarkan adanya penurunan berat pada benda yang terkorosi mengacu pada standar ASTM G31-72 untuk mendapatkan nilai laju korosi.[8]:

$$CR = \frac{W \times K}{D \times A \times T}$$

Dimana CR adalah laju korosi dalam mmpy, W adalah perubahan berat (gram), K adalah konstanta dengan nilai  $8.76 \times 10^4$  mm/tahun, D adalah densitas, A adalah luas permukaan terpapar (cm<sup>2</sup>), dan T adalah waktu eksposur (jam) [8].

## 2.2 Potensi Baut Tulang Berbasis Material yang Dapat Didegradasi

Salah satu solusi untuk pengobatan patah tulang adalah dengan menggunakan metode bedah pemasangan bone pen/baut tulang, pen adalah implan yang ditempelkan pada tulang yang patah dan biasanya terbuat dari logam anti karat. Pen digunakan sebagai alat penunjang penyembuhan patah tulang dan berfungsi untuk menjaga tulang yang patah kembali ke tempat semula[9].

Terapi penyembuhan patah tulang dengan implan pen secara ilmiah adalah

Locking Compression Plate (LCP) dan terdiri dari plat dan alas/baut [10], salah satu kelemahan dari terapi implan dalam dunia medis saat ini adalah diperlukannya operasi kedua untuk menghilangkannya. pen tulang setelah penyembuhan tulang, tetapi operasi berisiko menyebabkan trauma pasca operasi lebih lanjut. Pemanfaatan fenomena korosi sebagai salah satu cara untuk mengatasi kekurangan tersebut, sehingga tulang pen dapat terdegradasi merupakan salah satu objek penelitian yang menarik minat banyak ahli [11].

## 2.3 Cairan tubuh penyebab korosi

Di dalam tubuh manusia, 99% diantaranya terdapat 6 unsur, yaitu; Oksigen, Hidrogen, Nitrogen, Kalsium, Karbon, dan Fosfor dan sisanya 0,85% terdiri dari Kalium, Natrium, Klorin, Sulfur, dan Magnesium. Cairan tubuh manusia terdiri dari ± 57% yang terdiri dari 70% Intra Cellular Fluid (CIS) atau merupakan cairan dalam tubuh, 30% sisanya adalah Extra Cellular Fluid (CES) yang terdiri dari plasma darah, cairan sendi, cairan limfa, cerebrospinal cairan, cairan gastrointestinal, cairan intraokular. Jadi dari unsur-unsur yang terdapat dalam tubuh manusia yang sebagian besar merupakan elektrolit dan dapat dikatakan lingkungan yang korosif [12].

## 2.4 Larutan Saline Buffer Fosfat

Simulasi Cairan Tubuh atau disingkat SBF adalah suatu metode yang dikembangkan oleh para ahli dan peneliti untuk dijadikan sebagai solusi alternatif dalam setiap penelitian yang membutuhkan plasma darah sebagai media, Larutan Phosphate Buffer Saline (PBS) merupakan larutan yang ideal untuk menggambarkan lingkungan korosif yang terdapat dalam tubuh manusia, karena larutan PBS mampu mengatur keseimbangan pH osmolaritas sel dan juga menjaga konsentrasi ion. Larutan PBS (Phosphate Buffer Saline) dipilih karena larutan ini biasa digunakan oleh peneliti untuk kebutuhan dalam penelitian biologi, larutan ini merupakan larutan garam berbahan dasar air yang mengandung NaCl, KCl, Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub> dan KH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub> [13].

## 2.5 Bahan biokompatibel

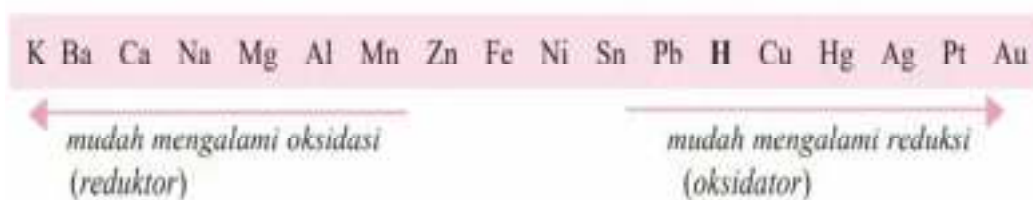
Bahan biokompatibel merupakan bahan yang memiliki kemampuan untuk berinteraksi langsung dengan sel atau jaringan hidup dalam tubuh manusia, bahan ini menjadi perhatian peneliti untuk dijadikan alternatif aplikasi dalam bidang kedokteran. Ilmu biokompatibilitas adalah pedoman untuk bahan apa saja yang dapat diterapkan pada jaringan hidup, bahan yang tidak akan menimbulkan reaksi toksik (efek merugikan) atau karsinogenik (penyebab kanker). zat setelah digunakan dalam sel atau jaringan hidup [14].

Dalam bidang ortopedi, bahan yang sering digunakan dalam aplikasi medis untuk penyembuhan patah tulang saat ini sering menggunakan Titanium Alloy atau Cobalt Chrome, tetapi pelat tulang berbasis ini cenderung memperlambat proses pemulihan rekonstruksi tulang dan juga sering menyebabkan atrofi (kerusakan tulang). pertumbuhan otot karena bahan. Jenis pelat tulang ini kaku. Biomaterial alternatif yang digunakan dalam proses rekonstruksi tulang sudah mulai diteliti, salah satunya adalah "Artificial Bone Filler", antara lain Hidroksiapatit, dan Karbonteapatit [15].

## 2.6 Paduan Magnesium AZ31B

Magnesium dilambangkan sebagai Mg dalam tabel periodik dengan nomor atom 12 dan massa atom 24,305. Ketersediaan magnesium di bumi kurang lebih 2% dan sebagian besar berada di laut, sehingga dapat dibayangkan ketersediaan unsur magnesium sangat melimpah. Magnesium (Mg) dan paduannya telah mendapat perhatian khusus dari para peneliti biomaterial di seluruh dunia karena potensi aplikasinya di berbagai bidang industri modern, termasuk kedokteran ortopedi. Para peneliti material terancang dunia memberikan preferensi pada Mg dan paduannya karena memiliki sifat kimia-fisik dan mekanik yang dekat dengan tulang manusia, densitas rendah, dan biokompatibel. Misalnya, modulus elastisitas Mg adalah 40-50IPK, mendekati modulus elastisitas tulang manusia 10-40 IPK [16]

Magnesium merupakan salah satu jenis logam yang mudah terkorosi karena logam jenis ini merupakan salah satu logam yang relatif mudah teroksidasi, hal ini ditunjukkan pada Gambar 1 yang menampilkan deret elektrokimia atau deret volta. logam lebih reaktif dan lebih mudah teroksidasi (reduktor), semakin positif di sebelah kanan sehingga unsur logam kurang reaktif dan mudah direduksi (pengoksidasi) [17].



**Gambar 1.** Deret volta [18]

Magnesium juga merupakan elemen penting dan diperlukan untuk proses metabolisme tubuh manusia, dan standar untuk makanan bergizi adalah memiliki kandungan unsur magnesium sekitar 300-400mg. Tubuh manusia juga mengandung magnesium dan 60%-nya ada di tulang manusia, dalam kehidupan sehari-hari manusia membutuhkan asupan magnesium 310-320 mg/hari dari makanan.[19].

Magnesium memiliki karakteristik yang cukup baik untuk digunakan sebagai bahan pembuatan bone pen yang mampu

mengalami korosi, magnesium memiliki sifat mekanik yang antara lain mudah dibentuk baik dengan cara ditempa, dipotong, dan lain-lain. Magnesium juga lebih ringan dari logam lain tetapi cukup kuat untuk digunakan dalam industri dan konstruksi, magnesium memiliki titik leleh yang lebih tinggi yaitu sebesar 600 °C, titik didih 1100 °C, dan densitas 1,738 gr/cm<sup>3</sup> [20].

Sifat kimia magnesium juga yang utamafaktor yang menjadikan magnesium sebagai bahan yang potensial untuk

pembuatan bone pen, magnesium cukup mudah bereaksi terhadap oksigen dan mudah teroksidasi, dapat aktif bereaksi terhadap asam, basa dan basa. Bahkan magnesium dapat dengan mudah bergabung dengan unsur non logam seperti fosfor, belerang, klor, brom, fluor,

dan lain-lain. Dalam tabel volta, magnesium tergolong logam yang mudah terkorosi karena mudah mengalami oksidasi [21]. Kandungan magnesium alloy AZ31B akan ditunjukkan pada Tabel 1 di bawah ini:

**Tabel 1** Komposisi paduan Magnesium AZ31B [22]

Element	Content (%)
Magnesium, Mg	97
Aluminium, Al	2.50 - 3.50
Zinc, Zn	0.50 - 1.40
Manganese, Mn	0.20
Silicon, Si	0.10
Copper, Cu	0.050
Nickel, Ni	0.000
Iron, Fe	0.0050
Titanium, Ti	0.0050

### 3. Metode

Metode penelitian yang digunakan dalam tugas akhir ini adalah metode perendaman, dengan menerapkan analisis laju korosi berdasarkan metode *Weight Loss* dan mengacu pada Standar ASTM G31-72 [3][8].

Prosedur ini dilakukan dengan merendam spesimen ke dalam media korosif sehingga seluruh permukaan spesimen bersentuhan langsung dengan larutan korosif pada suhu konstan 34<sup>Hai</sup>C. Merujuk pada penelitian yang pernah dilakukan oleh Nani Mulyaningsih yang diungkapkan dalam jurnal berjudul "Pengaruh cairan tubuh manusia terhadap korosi pada pelat penyambung tulang" yang dalam penelitiannya menggunakan larutan PBS (Phosphate buffered saline) sebagai bahan korosif. media yang mensimulasikan cairan tubuh manusia [12].

Perhitungan laju korosi yang digunakan menggunakan persamaan yang berpedoman pada Standard Practice for Metal Laboratory Immersion Corrosion Testing yaitu standar ASTM G31 - 72. Kepadatan yang digunakan mengacu pada buku teknis spesifikasi paduan magnesium AZ31B [8][22].

#### 3.1 Persiapan Penelitian

Sebelum dilakukan perendaman, dilakukan proses penghalusan dan

pembersihan pada permukaan benda uji untuk menghindari adanya zat yang tidak perlu yang menempel pada permukaan benda uji selama pengujian. Spesimen diratakan terlebih dahulu menggunakan kertas amplas (Sand Paper) dengan ukuran 1000, 1500, dan 2000 mesh sampai permukaan spesimen menjadi rata, setelah permukaan spesimen diratakan, spesimen dihaluskan dengan metode Polishing menggunakan Autosol Metal Polandia.

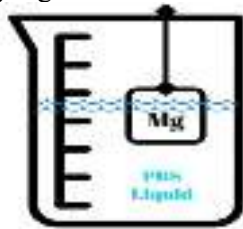
Sterilisasi juga diperlukan sebagai tahap akhir persiapan pengujian spesimen, spesimen direndam dalam alkohol sebelum direndam dalam larutan korosif.

#### 3.2 Uji Perendaman

Penelitian ini menggunakan metode perendaman, benda uji paduan magnesium AZ31B dicelupkan ke dalam beaker glass yang berisi 200 ml larutan buffer fosfat saline, kemudian wadah yang telah diisi dengan benda uji. dan larutan PBS dimasukkan ke dalam inkubator Memmert IN30 dengan suhu 34 °C, kemudian didiamkan dalam inkubator dengan variabel waktu perendaman 144 jam, 168 jam, dan 192 jam per masing-masing benda uji. Proses tersebut diilustrasikan seperti pada ilustrasi berikut:

Spesimen dibagi menjadi 3 jenis menurut lama perendaman yang berbeda (144 jam, 168 jam, dan 192 jam), dari

masing-masing jenis spesimen dibuat 3 sampel per jenis spesimen, hal ini dilakukan untuk mendapatkan data penelitian yang valid.



**Gambar 2** Ilustrasi proses penelitian dengan metode perendaman

#### 4. Hasil dan Pembahasan

##### 4.1 Hasil Penelitian

Penelitian dilakukan dengan menetapkan beberapa variabel, baik variabel utama sebagai data tetap dalam penelitian, maupun data sekunder yang digunakan sebagai data pelengkap dari suatu penelitian, Tabel 2 menunjukkan daftar hasil data penelitian.

**Tabel 2** Data Hasil Penelitian

No	Nomor Spesimen	Volume Larutan (ml)	Waktu (Jam)	Dimensi (mm)			Berat (gr)			pH	
				Panjang	Tinggi	Lebar	Awal	Kotor	Akhir	Awal	Akhir
1	A1	300	144	19,50	23,30	0,99	0,777	0,783	0,764	7,4	9
2	A2	300	144	19,60	25	0,95	1,026	1,028	1,014	7,4	9
3	A3	300	144	19,60	24,20	0,95	0,730	0,732	0,710	7,4	9
4	B1	300	144	19,55	23,20	0,95	0,823	0,825	0,794	7,4	9
5	B2	300	144	19,65	23,20	0,90	0,830	0,830	0,798	7,4	9
6	B3	300	144	19,70	23,35	0,95	0,807	0,808	0,781	7,4	9
7	C1	300	144	20,10	21,20	0,90	0,791	0,794	0,766	7,4	9
8	C2	300	144	19,50	23,20	0,95	0,808	0,806	0,780	7,4	9
9	C3	300	144	19,50	23,20	0,95	0,797	0,800	0,766	7,4	9

Spesimen yang telah diuji dengan perendaman dalam larutan saline buffer fosfat mengalami karat coklat kehitaman,

Gambar 3, 4, dan 5 menunjukkan foto spesimen A, B, dan C setelah pengujian perendaman.



**Gambar 3** Spesimen A pasca perendaman



**Gambar 4** Spesimen B pasca perendaman



**Gambar 5** Spesimen C pasca perendaman

#### 4.2 Pengukuran Laju Korosi

Setelah dilakukan pengujian dengan menerapkan metode immersion test maka dihitung laju korosinya menggunakan persamaan dengan

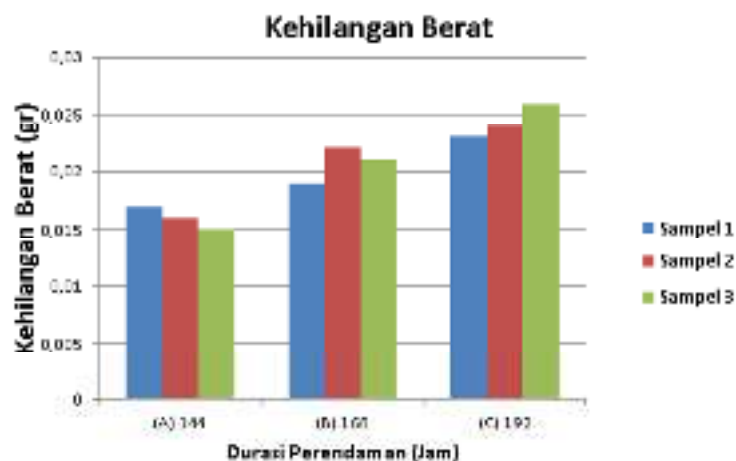
metode *Weight Losses*, berdasarkan hasil pengujian ini maka nilai *Weight Loss* masing-masing benda uji A, B, dan C adalah sebagai berikut:

**Tabel 3** Penurunan Berat Spesimen

Specimen	Immersion Duration (Hour)	Test Specimen Weight (grams)		
		Initial Weight	Final Weight	Loss of Weight (beginning - end)
A1	144	0,777	0,764	0,017
A2	144	1,026	1,014	0,016
A3	144	0,829	0,814	0,015
B1	168	0,815	0,794	0,021
B2	168	0,856	0,837	0,022
B3	168	0,853	0,841	0,021
C1	192	0,771	0,748	0,023
C2	192	0,869	0,845	0,024
C3	192	0,847	0,821	0,026

Nilai susut bobot keseluruhan pada benda uji A, B, dan C dapat

digambarkan dalam bentuk grafik seperti pada Gambar 6 berikut ini.



**Gambar 6** Grafik Kehilangan Berat

Luas permukaan spesimen yang terkena larutan korosif juga merupakan variabel penting untuk menentukan

nilai laju korosi. Luas permukaan atau volume benda uji berdasarkan hasil penelitian dapat dilihat pada Tabel 4.



Tabel 4 Volume spesimen uji

Specimen Number	Solution Volume (ml)	Time (Jam)	Dimension (mm)		
			Length (p)	Weight (l)	Width (l)
A1	200	144	19,50	23,30	0,99
A2	200	144	19,60	25	0,95
A3	200	144	19,60	24,20	0,95
B1	200	168	19,25	22,50	0,93
B2	200	168	19,45	23,60	0,96
B3	200	168	22,10	22,15	0,93
C1	200	192	20,30	21,55	0,93
C2	200	192	18,80	23,30	0,95
C3	200	192	19,55	23,10	0,95

Untuk mengukur luas permukaan benda uji menggunakan metode khusus, hal ini dilakukan karena permukaan yang terkena zat korosif tidak terjadi secara sempurna, tetapi terjadi pada beberapa bagian permukaan benda uji.

$$A1.1 = p \times t = 1,95 \text{ cm} \times 2,33 \text{ cm} = 4,5435 \text{ cm}^2$$

$$A1.2 = p \times t = 1,95 \text{ cm} \times 2,33 \text{ cm} = 4,5435 \text{ cm}^2$$

$$A1.3 = l \times t = 0,099 \text{ cm} \times 2,33 \text{ cm} = 0,23067 \text{ cm}^2$$

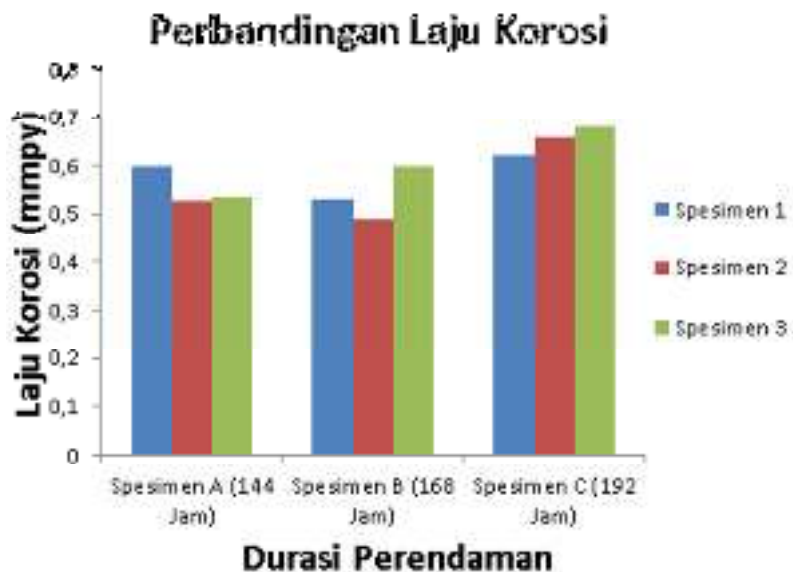
$$A1.4 = l \times t = 0,099 \text{ cm} \times 2,33 \text{ cm} = 0,23067 \text{ cm}^2$$

$$A1.5 = p \times l = 1,95 \text{ cm} \times 0,099 \text{ cm} = 0,19305 \text{ cm}^2$$

$$\text{maka hasilnya adalah } A1 = A1.1 + A1.2 + A1.3 + A1.4 + A1.5 = 9,74139 \text{ cm}^2$$

Dengan cara yang sama, pengukuran luas permukaan benda uji dapat diperoleh dari semua benda uji yang diuji.

Setelah dilakukan perhitungan laju korosi pada seluruh spesimen maka dapat diperoleh hasil berupa nilai laju korosi yang ditunjukkan pada Tabel 5, dan grafik perbandingan nilai laju korosi spesimen pada Gambar 7.



Gambar 7 Grafik Perbandingan Laju Korosi

Tabel 5 Laju Korosi

Specimen	Immersion Duration (Hour)	Exposed Surface Area (cm <sup>2</sup> )	Weight Losses (gram)	Corrosion Rate (mmpy)	Average Corrosion Rate
A1	144	9,74139	0,017	0,5998	0,5252
A2	144	10,6612	0,016	0,5257	
A3	144	8,8239	0,015	0,5159	
B1	168	9,49475	0,019	0,5982	0,54
B2	168	15,25772	0,025	0,6156	
B3	168	10,3392	0,021	0,5878	
C1	180	9,2899	0,023	0,6204	0,6595
C2	180	9,3821	0,024	0,6304	
C3	180	9,84135	0,026	0,661	

### 4.3 Diskusi

Setelah percobaan, beberapa fenomena terjadi setelah uji imersi. Tampak pada Gambar 8 menunjukkan bentuk permukaan benda uji A1 yang mengalami korosi setelah uji perendaman dengan durasi perendaman 144 jam, hal ini terjadi di seluruh benda uji. Hal ini disebabkan oleh reaksi kimia yang terjadi antara magnesium dengan garam yang terkandung dalam larutan Phosphate Buffer Saline.



Gambar 8 Permukaan spesimen A1 terkorosi

Reaksi yang terjadi adalah :  
 $Mg + 2NaCl \rightarrow 2Na + MgCl_2$

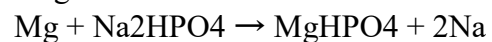
Magnesium mengalami reaksi oksidasi setelah terkena larutan yang mengandung garam dan berubah menjadi padatan kehitaman pada permukaan luar dan meninggalkan lubang pada permukaan spesimen

setelah dibersihkan seperti terlihat pada Gambar 9.



Gambar 9 Permukaan spesimen berlubang

Penelitian ini juga menunjukkan fenomena terbentuknya zat kristal putih yaitu Magnesium fosfat, hal ini terjadi karena adanya reaksi transfer ion negatif dalam magnesium ke Nahpoit, salah satu senyawa bagian fosfat yang terkandung dalam larutan Phosphate Buffer Saline. Zat tersebut menutupi permukaan benda uji pada saat dilakukan proses perendaman, reaksi kimia yang terjadi adalah sebagai berikut:



Fenomena ini dapat dilihat pada Gambar 10 yang menunjukkan fenomena munculnya zat dari senyawa magnesium fosfat.





**Gambar 10** Magnesium fosfat pada permukaan spesimen

## 5. Kesimpulan

Dari penelitian ini diperoleh beberapa kesimpulan yang dijelaskan sebagai berikut:

- 1) Nilai rata-rata laju korosi 0,5532 mmpy untuk lama perendaman 144 jam, 0,54 mmpy untuk lama perendaman 168 jam, dan 0,6536 mmpy untuk lama perendaman 192 jam.
- 2) Terdapat fenomena reaksi kimia yang terjadi antara Magnesium Alloy AZ31B dan larutan PBS yaitu  $Mg + 2NaCl \rightarrow 2Na + MgCl_2$  yang berwarna hitam, serta reaksi  $Mg + Na_2HPO_4 \rightarrow MgHPO_4 + 2Na$  berupa kristal putih zatmenempel pada permukaan benda uji.
- 3) Dengan adanya reaksi yang terjadi antara magnesium AZ31B dengan larutan buffered saline fosfat yang mengindikasikan adanya reaksi oksidasi atau korosi pada magnesium, maka dapat disimpulkan bahwa material berbahan dasar magnesium berpotensi sebagai material bone bolt dan mampu terdegradasi.

## REFERENSI

- [1] Witte, F., Hort, N., Vogt, C., Cohen, S., Kainer, KU, Willumeit, R., & Feyerabend, F. (2008). Biomaterial yang dapat terdegradasi berdasarkan korosi magnesium. *Pendapat saat ini dalam keadaan padat dan ilmu material*, 12(5-6), 63-72.
- [2] Zhao, J., Zhang, Z., Wang, S., Sun, X., Zhang, X., Chen, J., ... & Jiang, X.

- (2009). Perancah fibroin sutra berlapis apatit untuk menyembuhkan cacat batas mandibula pada gigi taring. *Tulang*, 45(3), 517-527.
- [3] Azima, F., & Mesin, JT (2022). Analisa Laju Korosi PAduan Seng (Zn) Untuk Aplikasi Terserap Tubuh Analisis Laju Korosi Dari Zinc (Zn) Alloy Absorbable Implant. *Februari*, 4(1), 137-143. <http://vomek.ppj.unp.ac.id>
- [4] Septe, E., Naumar, A., & Mohammed, AH (2014). Tinjauan model penilaian korosi dan parameter pipa distribusi air minum. *Jurnal Teknologi*, 69(2), 91-95.
- [5] Dalimunthe IS, (2004). *Kimia Dari Inhibitor Korosi*. Universitas Sumatera Utara, 1-8.
- [6] Septe, E., & Jalinus, N. (2018). Sebuah Novel Metode Penilaian Korosi Internal pada Pipa Distribusi Air Minum. Dalam *MATEC Web of Conferences* (Vol. 248, p. 05008). Ilmu EDP
- [7] Hutauruk, FY, Pembimbing, D., Fitri, SP, Teknik, D., Perkapalan, S., & Kelautan, FT (2017). Analisa laju korosi pada pipa baja karbon dan pipa galvanis dengan metode elektrokimia.
- [8] ASTM G31 – 72. (2004). *ASTM G31: Praktik Standar untuk Pengujian Korosi Perendaman Laboratorium Logam*. ASTM Internasional, I (Disetujui Kembali), 5-7.
- [9] Gao, Zhichao & Wang, Mei & Shen, Baojie & Chu, Xiaodong & Ruan, Di. (2021). Pengobatan fraktur leher femur tipe III Pauwels dengan sekrop pendukung leher femoralis medialis: studi biomekanik dan klinis. *Laporan Ilmiah*. 11. 10.1038/s41598-021-01010-1.
- [10] Latif, MN (2020). *Simulasi Dan Analisis Implan Plat Kompresi Dinamis Kontak Terbatas Tulang Manusia Dengan Metode Analisis Elemen Hingga* (Disertasi Doktor Universitas Negeri Padang).
- [11] Hermanto, A., Burhanudin, Y., & Sukmana, I. (2016). Peluang dan tantangan aplikasi baut tulang mampu terdegradasi berbasis logam magnesium. *Dinamika Teknik Mesin*, 6(2). <https://doi.org/10.29303/d.v6i2.11>
- [12] Mulyaningsih, N. (2017). Pengaruh Cairan Tubuh Manusia Terhadap Korosi. *Jurnal Wahana Ilmuwan*, 3(1), 153-160.

- [13] Kokubo, T., & Takadama, H. (2006). Seberapa berguna SBF dalam memprediksi bioaktivitas tulang in vivo *Biomaterials*, 27(15), 2907–2915.
- [14] Credou, J., & Berthelot, T. (2014). Selulosa: dari biokompatibel menjadi bahan bioaktif. *Jurnal Bahan Kimia B*, 2 (30), 4767-4788.
- [15] Luo, J., Tamaddon, M., Yan, C., Ma, S., Wang, X., Zhou, F., & Liu, C. (2020). Meningkatkan biokorosi fretting dari sekrop tulang paduan Ti6Al4V dengan mendekorasi struktur lapisan nanotube TiO<sub>2</sub> yang dioptimalkan. *Jurnal Ilmu dan Teknologi Material*, 49, 47-55. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2020.02.027>
- [16] Kim SR, Lee JH, Kim YT, Rui DH, Jung SJ, Lee YJ, Chung SC, Kim YH, 2003, Sintesis Si, Mg menggantikan hidroksipatit dan perilaku sinteringnya, *Biomaterial* 24, 1389–1398.
- [17] Utomo, B. (2009). Jenis korosi dan pennggulungannya. 6(2), 138–141.
- [18] Haviyani, H., Farida, I., & Helsy, I. (2015). Pengembangan Bahan Ajar Pada Materi Sel Volta Berorientasi Multipel Representasi Kimia. *Prosiding Simposium Nasional Inovasi Dan Pembelajaran Sains*.
- [19] Mei, D., Lamaka, SV, Lu, X., & Zheludkevich, ML (2020). Memilih media untuk pengujian korosi magnesium bioabsorbable dan logam lainnya – Tinjauan kritis. *Ilmu Korosi*, 171(Maret), 108722. <https://doi.org/10.1016/j.corsci.2020.108722>
- [20] Xing, J., Yang, X., Miura, H., & Sakai, T. (2008). Sifat mekanik paduan magnesium AZ31 setelah deformasi plastis yang parah. *Transaksi Material*, 49(1), 69–75. <https://doi.org/10.2320/matertrans.ME200705>
- [21] Ali, M., Husein, MA, & Al-Aqeeli, N. (2019). Komposit dan paduan berbasis magnesium untuk aplikasi medis: Tinjauan sifat mekanik dan korosi. *Jurnal Paduan dan Senyawa*, 792, 1162-1190. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2019.04.080>
- [22] AZOM. (2013). Magnesium AZ31B H24 ( UNS M11311) Paduan. 24, 1-2.