

Perilaku Korosi Paduan Titanium Ti6Al4V ELI Dilapisi Biokeramik pada Cairan Modifikasi Air Ludah Buatan pada Temperatur yang Berfluktuasi

Riza Muharni¹, Aminar Sutra Dewi²

*Email corresponding author: rizamuharni12@gmail.com

¹Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik, Universitas Muhammadiyah Sumatera Barat, Jl. Bypass Aur Kuning No. 1 Bukit Tinggi, Sumatera Barat.

²Sekolah Tinggi Ilmu Ekonomi KB, Jl. Khatib Sulaiman No. 61 Padang.

Article history: Received: 2 Oktober 2021 | Revised: 19 November 2021 | Accepted: 22 November 2021

Abstract. Titanium alloy is an implant material that is widely used for medical implants, especially in the field of dentistry (orthodontics). The application of dental implants in the oral cavity experiences temperature fluctuations according to the temperature of the food and drinks that enter the mouth, making the implants easily corroded. In this study, the hydroxyapatite bioceramic coating on the surface of Ti6Al4V ELI with the EPD method was then soaked in an artificial saliva solution for 6 weeks at fluctuating temperatures of 20 °C and 60 °C. The purpose of this study was to determine the effect of temperature fluctuations in artificial saliva on the corrosion rate of Ti6Al4V ELI coated with bioceramics with the weight loss method and to determine the effect of temperature fluctuations in artificial saliva on the hardness value of Ti6Al4V ELI coated with bioceramics. The corrosion rate decreased from 1.10 mpy to 0.43 mpy and the hardness value decreased from 317 HVN to 200 HVN. This indicates that hydroxyapatite can inhibit corrosion but cannot maintain the mechanical properties of the implant.

Keywords - Nano hydroxyapatite; Dental implants; Corrosion; Titanium Alloys; Temperature fluctuation

Abstrak. Titanium paduan merupakan material implan yang banyak digunakan untuk implan medis terutama bidang kedokteran gigi (ortodontik). Aplikasi implan gigi pada rongga mulut mengalami fluktuasi temperatur sesuai dengan temperatur makanan dan minuman yang masuk ke dalam mulut sehingga membuat implan mudah terkorosi. Pada penelitian ini dilakukan pelapisan biokeramik hidroksiapatit pada permukaan Ti6Al4V ELI dengan metode EPD kemudian direndam dengan larutan air ludah buatan selama 6 minggu pada temperatur yang berfluktuasi yaitu 20°C dan 60°C. Tujuan dari penelitian ini adalah mengetahui pengaruh temperatur fluktuasi dalam air ludah buatan terhadap laju korosi dari Ti6Al4V ELI yang dilapisi biokeramik dengan metode weight loss (kehilangan berat) dan mengetahui pengaruh temperatur fluktuasi dalam air ludah buatan terhadap nilai kekerasan dari Ti6Al4V ELI yang dilapisi biokeramik. Hasilnya laju korosi menurun dari 1,10 mpy menjadi 0,43 mpy dan nilai kekerasan menurun dari 317 HVN menjadi 200 HVN. Hal ini menunjukkan bahwa hidroksiapatit dapat menghambat korosi tetapi tidak dapat mempertahankan sifat mekanis dari implan.

Kata Kunci - Hidroksiapatit nano; Implan gigi; Korosi; Titanium paduan; Temperatur fluktuasi

PENDAHULUAN

Biokeramik merupakan bagian dari biomaterial yang memiliki sifat biokompabilitas dan sifat mekanik yang baik, tidak merusak sel – sel tubuh serta tidak beracun [1][2]. Biomaterial digunakan untuk peralatan medis, meningkatkan fungsi tubuh, menggantikan jaringan yang rusak dan memulihkan struktur organ [3][4]. Salah satu contoh biomaterial adalah implant yang digunakan untuk mengganti jaringan yang rusak akibat penyakit dan kecelakaan [5].

Titanium paduan merupakan salah satu jenis bahan implan yang digunakan untuk aplikasi medis berupa dental implan, sambungan tulang, pengganti tulang dan pembuluh jantung buatan [5][6][7]. Implan dalam tubuh manusia dapat mengalami proses korosi yang mengacu pada perubahan logam yang tidak stabil secara termodinamika [3]. Cairan ludah dalam rongga mulut dapat mempengaruhi titanium paduan yang menimbulkan korosi. Mekanisme ini dipengaruhi oleh komposisi logam, suhu dan pH lingkungan [8].

Untuk mengetahui ketahanan korosi pada titanium paduan, telah banyak dilakukan penelitian diantaranya korosi TNTZ disimulasi cairan air ludah buatan pada suhu kamar menghasilkan korosi Ti6Al4V ELI lebih lambat dari TNTZ [8]. Penelitian sebelumnya melakukan korosi Ti-Cap dengan larutan SBF menghasilkan laju korosi menurun [9]. Berdasarkan fungsi pengunyahan, temperatur makanan dan minuman yang masuk ke dalam mulut bisa sangat bervariasi, sehingga fluktuasi temperatur sangat berpengaruh terhadap laju korosi titanium. Sebelumnya telah

dilakukan penelitian Ti6Al4V ELI dikorosi dengan larutan saliva pada temperatur fluktuasi yaitu 10°C dan 50°C selama 6 minggu untuk kawat gigi menghasilkan laju korosi menurun [10].

Oleh karena itu perlu diteliti pengaruh variasi temperatur terhadap laju korosi implan gigi pada Ti6Al4V ELI yang dilapisi biokeramik hidroksiapatit. Aplikasi implan gigi pada lingkungan rongga mulut mengalami fluktuasi temperatur sesuai dengan temperatur makanan dan minuman yang masuk kedalam mulut. Namun belum tersedia data tentang pengaruh temperatur fluktuasi terhadap laju korosi pada Ti6Al4V ELI. Oleh karena itu perlu diteliti pengaruh variasi temperatur terhadap laju korosi material implan. Pada penelitian ini dilakukan juga pelapisan biokeramik hidroksiapatit pada permukaan Ti6Al4V ELI untuk memperbaiki ketahanan korosi sekaligus meningkatkan bioaktivitas permukaan implan.

Korosi

Korosi merupakan penurunan kualitas dari suatu material karena adanya reaksi material dengan lingkungannya. Salah satu lingkungan yang sangat ideal terjadinya biodegradasi logam yaitu rongga mulut. Hal ini terjadi karena temperatur, kualitas serta pH air ludah dapat mempengaruhi kestabilan ion logam. Asam organik dari dekomposisi sisa makanan memiliki kandungan unsur sulfur yang mengakibatkan korosi rentang terjadi [11]. Penelitian perilaku korosi titanium paduan untuk implan telah banyak dilakukan diantaranya seperti yang ditampilkan pada tabel 1:

Tabel 1. Beberapa penelitian perilaku korosi titanium paduan

| No | Nama Peneliti | Material | Waktu | Larutan | Hasil Penelitian |
|----|-----------------------|-----------------------------------|-----------------------------|------------------------|----------------------------------|
| 1 | Hamidreza Farmous [9] | Ti-Cap | - | SBF | Laju korosi menurun |
| 2 | Aguswan Amirul [12] | Ti – 12 Cr | 3 Minggu Temperatur 37°C | Artificial saliva pH 5 | Laju korosi 0,0000004184 mm/y |
| 3 | Lei et al [13] | Ti Alloy jenis β (TiNbZrFe) | 60 menit temperatu 37°C | NaCl | Laju korosi menurun |
| 4 | Hidayatul Fajri [14] | TNTZ | - | Synovial | Laju korosi menurun |

Titanium

Titanium merupakan jenis implan yang digunakan untuk aplikasi medis karena memiliki biokompilitas & biomekanis yang baik dari logam lain, sifar inert, osseointegration, densitas yang rendah serta ketahanan terhadap korosi yang cukup tinggi, modulus mekanikal yang cocok dengan tulang bila dibandingkan dengan material lain [5].

Titanium merupakan bahan material yang umum digunakan dalam kedokteran gigi sebagai kawat gigi & implan gigi karena memiliki sifat biokompabilitas yang baik. Ketika titanium ditanamkan dalam tulang, jaringan sekitar akan bereaksi dan kekuatan ikatan tulangnya besar. Pemasangan implan gigi berbahan titanium mengaktifasi system imun yang menimbulkan reaksi antara host dan bahan biomaterial [6].

Material implan umumnya dibuat dengan titanium paduan yang dilapisi hidroksiapatit karena sifat anti bakterinya lebih tahan terhadap korosi dari pada yang tidak dilapisi oleh hidroksiapatit [15][14].

METODE

Penelitian perilaku korosi Ti6Al4V ELI ini memiliki 3 variabel yaitu variabel tetap adalah variabel yang dikontrol konstan. Pada penelitian ini variabel tetap yaitu waktu pengujian selama 6 minggu (1008 jam) yang bertujuan agar proses korosi yang terjadi dapat diamati. Variabel bebas adalah variabel yang divariasikan. Pada penelitian ini variabel yang divariasikan yaitu:

1. Sampel uji Ti6Al4V ELI yang telah dilapisi hidroksiapatit nano dan disintering.
2. Temperatur pengujian disesuaikan dengan kondisi mulut, dimana ada keadaan seseorang mengkonsumsi makanan dan minuman panas atau dingin secara berulang – ulang. Berdasarkan data yang didapatkan ketika melakukan pengukuran temperatur makanan dan minuman digunakan temperature 20°C dan 60°C sebagai temperatur pengujian mewakili temperatur makanan dan minuman yang dapat dikonsumsi.
3. Siklus yang digunakan dalam perendaman adalah 2 siklus, 4 siklus dan 6 siklus yang bertujuan untuk mengamati kecenderungan korosi yang terjadi pada perbedaan dan peningkatan siklus yang terjadi.

Variabel terikat adalah hasil dari variabel tetap dan variabel bebas. Pada penelitian ini variabel terikat yaitu laju korosi, dimana laju korosi bergantung pada variabel tetap dan variabel bebas.

Prosedur Pengujian

a. Persiapan Sampel

• Material

Material Ti6Al4V ELI dipotong dengan ukuran 1,5 x 1 mm kemudian diampas dan dibersihkan dengan mesin ultrasonik untuk menghilangkan kotoran yang menempel pada material. Setelah itu dilakukan pelapisan material dengan hidroksiapatit dan etanol dengan perbandingan 50 ml etanol dan 1,25 gr HA nano sehingga terbentuk larutan HA dengan pH 7 normal. Pelapisan material dengan HA menggunakan metode *elektro phoretic deposition* (EPD).

• Larutan air ludah buatan

Larutan yang digunakan untuk merendam material adalah air liur sintesis. Larutan ini dibuat dengan mereaksikan zat kimia tertentu dengan komposisi tertentu sehingga kondisinya mirip dengan air ludah manusia.

b. Skematik Pengujian

Pengujian ini dilakukan selama 6 minggu dengan memvariasikan frekuensi siklus panas – dingin setiap material. Dimana setiap material akan mengalami pemanasan temperatur 60°C lalu didinginkan hingga temperature 20°C dan dipanaskan kembali pada temperatur 60°C lalu kembali didinginkan pada temperatur 20°C begitu seterusnya selama 6 minggu.

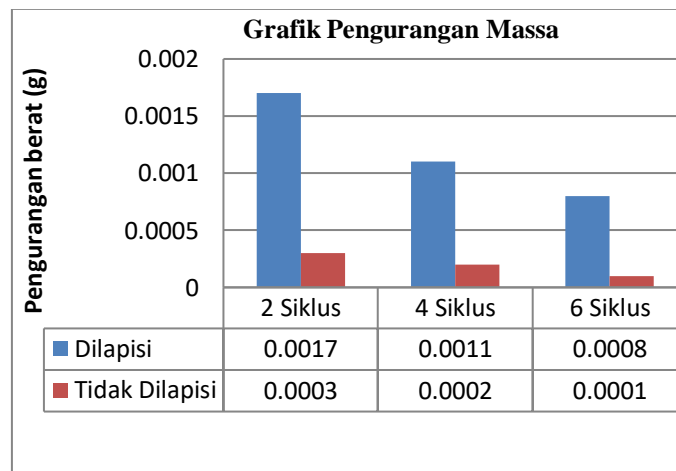
c. Pengamatan

Setelah pengujian dilakukan selama 6 minggu baru dihitung laju korosi dengan metode weight loss, menghitung kekerasan material dengan alat uji Vickers dan pengamatan permukaan material dengan *scanning electron microscope* (SEM).

HASIL DAN PEMBAHASAN

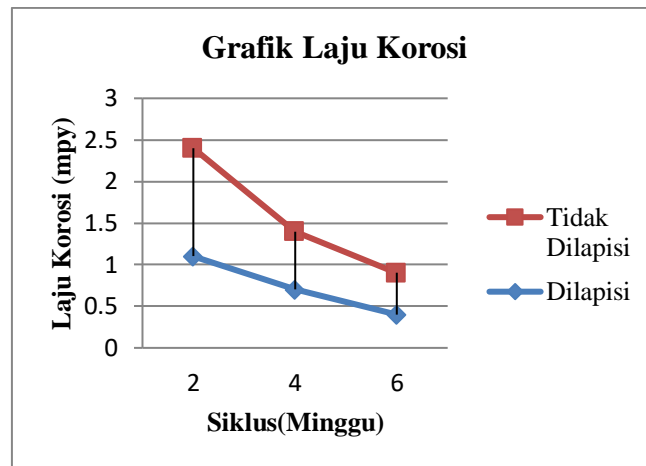
A. Laju Korosi

Pada gambar 1 dapat dilihat bahwa terjadi pengurangan massa pada setiap sampel seiring dengan pertambahan waktu pengujian tersebut. Hal ini terjadi bahwa massa yang besar itu sebagian massa HA yang terkelupas sedangkan titanium yang terlapisi tidak berubah atau tidak terkorosi.



Gambar 1. Grafik Pengurangan Massa Sampel

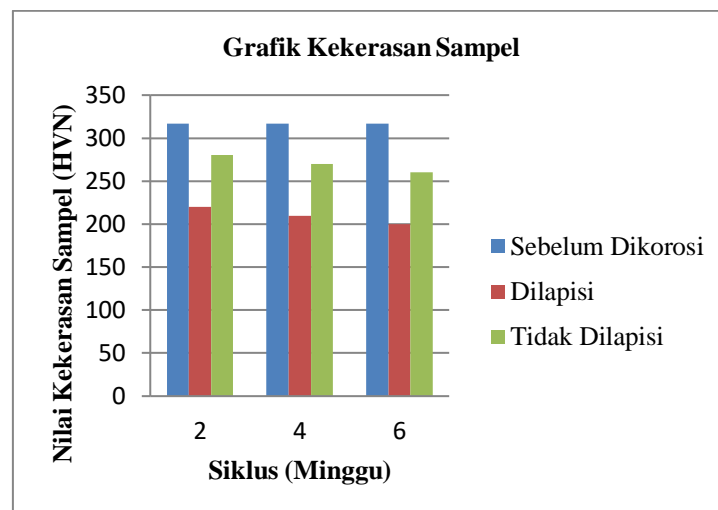
Pada gambar 2 dapat dilihat laju korosi tertinggi terjadi pada sampel Ti6Al4V ELI tidak dilapisi HA untuk 2 siklus dan yang terendah terjadi pada sampel Ti6Al4V ELI yang dilapisi HA untuk 6 siklus. Pada gambar dapat dilihat bahwa terjadi penurunan laju korosi setiap sampel seiring dengan pertambahan waktu pengujian pada sampel tersebut.



Gambar 2. Grafik Laju Korosi

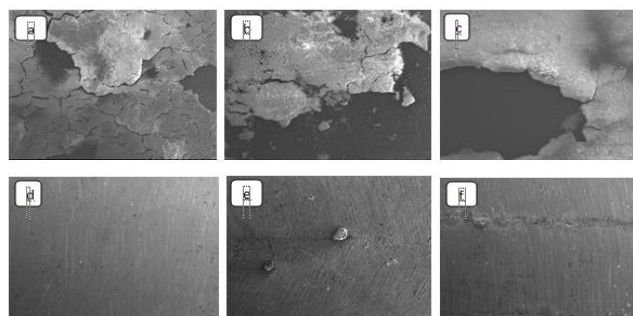
B. Kekerasan

Pada gambar 3 dapat dilihat bahwa sampel yang tidak dilapisi HA kekerasannya lebih tinggi dibandingkan sampel yang tidak dilapisi HA. Hal ini menunjukkan bahwa nilai kekerasan sampel menurun dengan penambahan waktu perendaman sampel.



Gambar 3. Grafik Kekerasan Sampel

C. Morfologi Permukaan



Gambar 4. Hasil Morfologi Permukaan dengan Perbesaran 200x. Sampel Ti6Al4V ELI yang dilapisi HA yaitu a, b, c Sampel Ti6Al4V ELI yang tidak dilapisi HA yaitu d, e, f

Pada gambar 4 dapat dilihat sampel Ti6Al4V ELI yang dilapisi HA pada perendaman 2 minggu untuk 2 siklus (gbr a) lapisan HA mulai retak dan mengelupas sedikit. Pada perendaman 4 minggu untuk 4 siklus (gbr b) lapisan HA mulai banyak terkelupas dan terlihat titaniumnya. Pada perendaman 6 minggu untuk 6 siklus (gbr c) lapisan HA mulai rontok tapi belum terjadi korosi. Sedangkan untuk sampel Ti6Al4V ELI yang tidak dilapisi HA pada perendaman 2 minggu untuk 2 siklus (gbr d) mulai terlihat garis – garis halus pada permukaan sampel. Pada perendaman 4 minggu untuk 4 siklus (gbr e) terlihat adanya gejala korosi dengan adanya titik – titik yang agak gelap pada permukaan sampel. Pada perendaman 6 minggu untuk 6 siklus (gbr f) telah terjadi korosi sepanjang permukaan sampel.

KESIMPULAN

Berdasarkan hasil dari penelitian yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa laju korosi yang terjadi pada setiap sampel Ti6Al4V ELI dipengaruhi oleh frekuensi fluktuasi temperatur, dimana semakin tinggi frekuensi fluktuasi temperatur maka laju korosi semakin menurun yaitu Ti6Al4V ELI yang dilapisi HA memiliki laju korosi 1,10 mpy menjadi 0,43 mpy lebih rendah bila dibandingkan dengan sampel Ti6Al4V ELI yang tidak dilapisi HA yaitu 1,3 mpy menjadi 0,5 mpy. Laju korosi memberikan efek pada nilai kekerasan sampel Ti6Al4V ELI dimana semakin menurun laju korosi semakin turun nilai kekerasan sampel Ti6Al4V ELI yaitu 317 HVN menjadi 200 HVN.

REFERENSI

- [1] Balgies et al, “Sintesis Dan Karakterisasi Hidroksiapatit Menggunakan Analisis X - Ray Diffraction,” *Pros. Semin. Nas. Hamburan Neutron dan Sinar-X ke 8*, pp. 10–13, 2011.
- [2] R. Muharni, “Pelapisan Hidroksiapatit Nano dengan Metode Electro Phoretic Deposition pada Ti6Al4V ELI untuk Dental Implant R Muharni / Jurnal Rekayasa Mesin,” vol. 15, no. 3, pp. 207–211, 2020.
- [3] B. I. Baddar et al, “Journal of Advanced Research in Fluid Hydroxyapatite and Thermal Oxidation as Intermediate Layer on Metallic Biomaterial for Medical Implant : A Review Keywords :,” vol. 1, no. 1, pp. 138–150, 2019.
- [4] Suci et al, “CANGKANG KERANG ALE-ALE MENGGUNAKAN METODE PRESIPITASI DOUBLE STIRRING,” vol. 8, pp. 73–81, 2020.
- [5] Desmarita Leni D et al, “ISSN 2599-2081 EISSN 2599-2090 Fak . Teknik UMSB Rang Teknik Journal,” *Rang Tek. J.*, vol. I, no. 1, pp. 27–33, 2018.
- [6] C. Yulian, “Biokompatibilitas Material Titanium Implan Gigi,” *IDJ*, vol. 8, no. November, pp. 53–58, 2019.
- [7] D. P. Utami et al, “Laporan penelitian Peran metode modifikasi permukaan implan terhadap keberhasilan osseointegrasi,” pp. 95–101, 2019, doi: 10.24198/jkg.v31i2.17967.
- [8] S. Anderson et al, “Corrosion Characteristics Of Titanium TNTZ And Ti-6Al-4V ELI In Artificial Saliva Solution At Human Body Temperature,” no. 04, pp. 240–245, 2021.
- [9] H. Farnoush et al, “An innovative fabrication of nano-HA coatings on Ti-CaP nanocomposite layer using a combination of friction stir processing and electrophoretic deposition,” *Ceram. Int.*, vol. 39, no. 2, pp. 1477–1483, Mar. 2013, doi: 10.1016/J.CERAMINT.2012.07.092.
- [10] J. Affi et al, “Corrosion Behavior of New Type Titanium Alloy As Candidate for Dental Wires in Artificial Saliva on Fluctuating Temperatures,” *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 547, no. 1, pp. 1–9, 2019, doi: 10.1088/1757-899X/547/1/012022.
- [11] S. Cabanas-polo et al, “applications,” *J. Eur. Ceram. Soc.*, 2015, doi: 10.1016/j.jeurceramsoc.2015.05.030.
- [12] J. Affi et al., “PELAPISAN HIDROKSIAPATIT PADA PADUAN TITANIUM DENGAN ELECTROPHORETIC DEPOSITION (EPD) UNTUK IMPLAN ORTOPEDI,” pp. 9–10, 2019.
- [13] L. JIN et al, “Effects of surface nanocrystallization on corrosion resistance of β -type titanium alloy,” *Trans. Nonferrous Met. Soc. China*, vol. 24, no. 8, pp. 2529–2535, Aug. 2014, doi: 10.1016/S1003-6326(14)63379-3.
- [14] H. Fajri et al, “Corrosion Behaviour of Collagen Coated and Uncoated Biomedical Titanium Alloy (TNTZ) Within Human Synovial Fluid Corrosion Behaviour of Collagen Coated and Uncoated Biomedical Titanium Alloy (TNTZ) Within Human Synovial Fluid,” 2019, doi: 10.1088/1757-899X/547/1/012007.
- [15] R. Muharni et al, “Corrosion behavior of Ti6Al4V ELI coated by bioceramic HA in artificial saliva at fluctuating temperatures,” *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 602, no. 1, 2019, doi: 10.1088/1757-899X/602/1/012090.