

PERILAKU KOROSI Ti-6Al-4V ELI DALAM LARUTAN HANK'S UNTUK APLIKASI IMPLAN

SANNY ARDHY¹ ANGGA BAHRI PRATAMA²

Universitas Dharma Andalas
sannyardhy@gmail.com¹, angga.bp46@gmail.com²

Abstract: Titanium and its alloys are preferred for orthopedic implants because titanium have better corrosion resistance and mechanical properties than stainless steel. However, the use of titanium and its alloys still has drawbacks. One of them, the corrosion resistance of titanium can be reduced in an acidic environment (acid pH). This research is useful for orthopedist in selecting titanium materials that are more corrosion resistant for orthopedic applications. The Ti-6Al-4V ELI (Extra Low Interstitial) material with a diameter of 1.2 cm and a thickness of 2.5 mm was coated with commercial hydroxyapatite (HA), then tested by immersion in Hanks' solution (pH 6.0). The test was carried out in four time variations (t); 1, 2, 3 and 4 weeks. The corrosion rate is calculated by the weight loss method. For materials coated with HA, no indication of corrosion was found, while for uncoated materials there were many indications of corrosion. Corrosion rate increased with increasing immersion period for 1, 2, 3 and 4 weeks. This can be seen from the reduction in the weight of the test sample, there is uniform corrosion that is evenly distributed throughout the surface of the test specimen. This uniform corrosion is also caused by the element Carbon (C) which combines with oxygen (O₂) to become carbon dioxide (CO₂). This CO₂ dissolves in SBF, forming carbonic acid (H₂CO₂) which increases the corrosiveness.

Keywords: Corrosion, Hank's solution, Hydroxyapatite, Orthopedic, Ti-6Al-4V ELI

Abstrak: Titanium dan paduannya lebih banyak dipilih untuk pemasangan implan ortopedi karena mempunyai sifat tahan korosi dan sifat mekanik yang jauh lebih baik dibanding baja tahan karat (stainless steel). Namun demikian, penggunaan titanium dan paduannya masih memiliki kekurangan. Salah satunya, ketahanan korosi titanium dapat berkurang di lingkungan asam (pH asam). Penelitian ini bermanfaat bagi dokter ortopedi dalam memilih bahan titanium yang lebih tahan korosi untuk aplikasi ortopedi. Material Ti-6Al-4V ELI (Extra Low Intertitial) dengan diameter 1,2 cm dan ketebalan 2,5 mm dilapisi hidroksiapatit komersil, kemudian diuji rendam (immersion test) dalam larutan Hanks (pH 6,0). Pengujian dilakukan dalam empat variasi waktu (t); 1, 2, 3 dan 4 minggu. Laju korosi dihitung dengan metode pengurangan berat (weight loss). Untuk material yang dilapisi HA, tidak ditemukannya indikasi terjadinya korosi, sedangkan material yang tidak dilapisi banyak ditemukan indikasi terjadinya korosi. Laju korosi meningkat seiring pertambahan masa rendam selama 1, 2, 3 dan 4 minggu. Ini dapat dilihat dari pengurangan berat pada sampel uji, terjadi korosi merata yang terdistribusi secara merata di seluruh bagian permukaan spesimen uji. Korosi merata ini juga disebabkan adanya unsur Carbon (C) yang bersenyawa dengan oksigen (O₂) menjadi karbondioksida (CO₂). CO₂ ini larut dalam SBF, membentuk asam karbonat (H₂CO₂) yang meningkatkan korosifitas.

Keywords: Hidroksiapatit, Korosi, Larutan Hank's, Orthopedi, Ti-6Al-4V ELI.

A.Pendahuluan

Menurut data *World Health Organization* (WHO) pada tahun 2018, Indonesia tercatat sebagai negara yang memiliki jumlah kasus kecelakaan lalu lintas (laka lantans) yang paling tinggi di ASEAN. Sekitar 78 persen kasus laka lantans di Indonesia, mengakibatkan terjadinya fraktur atau patah tulang [1]. Selain faktor laka lantans, kerusakan tulang juga disebabkan tulang keropos (osteoporosis). Menurut data Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) Kementerian Kesehatan RI pada tahun 2018, kasus osteoporosis di Indonesia rata-rata mencapai kenaikan kasus sebesar 5,5 persen [2]. Tingginya kasus kerusakan tulang yang disebabkan patah tulang dan osteoporosis ini, menyebabkan kebutuhan biomaterial untuk operasi implan juga meningkat. Satu diantara biomaterial yang banyak digunakan sebagai bahan implan,

khususnya implan ortopedi adalah Ti-6Al-4V *Extra Low Intertitial* (ELI), paduan titanium tipe $\alpha+\beta$ [3]. Paduan ini memiliki sifat mekanik dan biokompatibilitas yang sangat baik.

Untuk dijadikan material implan, ada beberapa persyaratan yang harus dipenuhi sehingga layak dijadikan material implan, salah satunya *corrosion resistance* [4]. Lapisan oksida pada material implan cenderung menghambat korosi, namun lapisan ini hanya terbentuk jika material berada pada kondisi fisiologi normal. Meski mempunyai sifat tahan korosi yang baik, namun ketahanan korosi Ti dapat berkurang di lingkungan pH asam. Seperti diketahui, masyarakat Indonesia suka mengkonsumsi makanan dan minuman yang mengandung zat asam. Dalam tubuh terdapat unsur-unsur yang berguna bagi tubuh dengan skala kecil, jika melebihi jumlah yang telah ditentukan dapat menyebabkan efek negatif pada tubuh. Dengan adanya korosi material dapat meningkatkan jumlah unsur-unsur dalam tubuh, bahkan ada beberapa unsur non-esensial pada material implan dapat terkorosi ke dalam tubuh [5]. Beberapa unsur esensial yang menimbulkan efek negatif jika jumlahnya berlebihan yaitu, besi (Fe) dapat menyebabkan pendarahan dalam saluran pencernaan (*gastrointestinal*) dan Vanadium (V) dapat menyebabkan gerakan gemetar pada tubuh tanpa unsur kesengajaan (*tremor*). Selanjutnya unsur non-esensial yang menimbulkan efek negatif seperti Aluminium (Al) dapat menyebabkan anemia serta kelainan pada tulang yang menyebabkan tulang menjadi lunak (*osteomalasia*) [4, 5].

Berdasarkan permasalahan di atas, penulis ingin meneliti perilaku korosi titanium dalam larutan asam. Ini didasari pada penelitian-penelitian sebelumnya, yang mendapatkan hasil laju korosi rendah saat titanium direndam dalam saliva buatan pH 6,0. Penelitian Latifa [6] dengan menggunakan metode *weight loss*, titanium murni direndam dalam saliva buatan pH 6,0, memiliki laju korosi 0,00000030 mm/year pada waktu pengujian satu minggu (168 jam). Begitupula halnya pada penelitian Lusiana [7], Ti-6Al-4V diuji rendam dalam minuman karbonisasi (pH 6,0) dengan lamanya waktu pengujian satu minggu (168 jam). Laju korosi yang didapat 0,00000055 mm/year. Hal serupa juga ditemui dalam penelitian Muhammad [8]. Titanium ASTM B 337 Gr-2 yang direndam dalam *Artificial Blood Plasma* (ABP) pH 6,0 selama waktu empat minggu (672 jam), memiliki laju korosi 0,00000072 mm/year.

Tujuan penelitian ini untuk mengetahui perilaku korosi dan mendapatkan laju korosi dengan metode perhitungan *weight loss*. Metode ini dipilih karena lebih sederhana, mudah untuk dilakukan, alat pengujiannya tak banyak. Adapun manfaat penelitian ini yakni sebagai referensi bagi dokter ortopedi dalam memilih bahan titanium untuk aplikasi implan yang lebih baik. Khususnya material implan yang kuat, ringan, lebih tahan korosi serta biokompatibel, tidak menimbulkan alergi dan membawa racun (toksin) dalam tubuh.

B. Metodologi Penelitian

Sampel Ti-6Al-4V ELI dilakukan proses pemotongan sampel dengan gerinda tangan untuk mendapatkan ukuran sampel yang memiliki bentuk tabung. Dapat dilihat pada Gambar 1, sampel Ti-6Al-4V ELI yang telah disiapkan dengan ukuran diameter 1,2 cm dan ketebalan 2,5 mm [9]. Material kemudian dicuci dengan menggunakan akuades. Dilakukan pembersihan tahap kedua dengan menggunakan mesin *ultrasonic* agar sampel benar-benar bersih. Untuk material yang tidak dilapisi direndam dengan metanol (pH = 7,33) selama 15 menit dan selanjutnya dengan aseton selama 15 menit. Sedangkan untuk material yang dilapisi menggunakan metanol dan aseton masing-masing 15 menit, asam nitrat 25% selama 30 menit, dan NaOH selama 1 jam, berguna untuk pembentukan *Hidrogel Natrium Titanat* yang berfungsi untuk mengikat HA pada proses pelapisan Dip Coating [10, 11]. Hidroksiapatit (HA) yang digunakan pada penelitian ini merupakan HA komersil ukuran 10 nm. Dapat dilihat pada Tabel 1, larutan Hank's yang digunakan dalam penelitian ini.



Gambar 1. Sampel Ti-6Al-4V ELI

Tabel 1. Komposisi kimia Larutan Hanks [12]

No	Unsur Larutan Hanks	Komposisi (g/ml)
1	CaCl ₂	0.14
2	KCl	0.4
3	KH ₂ PO ₄	0.06
4	MgCl ₂ .6H ₂ O	0.1
5	MgSO ₄ .7H ₂ O	0.1
6	NaCl	8.0
7	NaHCO ₃	0.35
8	Na ₂ PHO ₄	0.048
9	Glukosa	1.0

Sampel yang telah terlapis masih sangat rapuh dan lapisannya masih mudah terlepas oleh karena itu dilakukan proses sintering dengan menggunakan *Vacuum Porcelain Furnance*. Proses ini akan meningkatkan bonding antara HA dengan sampel agar menjadi lebih kuat dan tidak mudah lepas. Proses ini terdiri dari pemanasan (*heating*), penahanan temperatur (*holding*) agar terjadi pemerataan temperatur pada sampel, dan pendinginan di dalam tungku (*annealing*). Skema proses sintering ditunjukkan pada Gambar 2, merupakan grafik sintering yang berguna untuk menguatkan lapisan HA pada sampel. Temperatur yang digunakan yaitu 800°C dengan laju pemanasan 10°C/menit dan ditahan selama 10 menit [13].



Gambar 2. Skema Proses Sintering

Selanjutnya, sampel akan diuji dalam larutan simulasi tubuh, yakni direndam dalam *shaking incubator* untuk menyesuaikan kondisi pengujian dengan temperatur tubuh yaitu 36°C, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3 [14].

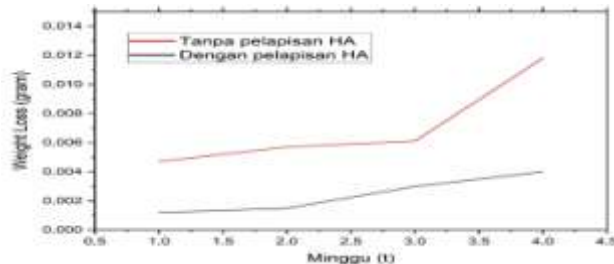


Gambar 3. (a) Larutan Hank's pH 6.0 (b) Sampel dimasukkan ke dalam alat uji *shaking incubator*

Untuk perhitungan laju korosi menggunakan metode *weight loss*, yaitu membandingkan berat sampel sebelum dan sesudah pengujian [15]. Setelah sampel diuji, kemudian sampel akan ditimbang dan dibandingkan dengan sebelum pengujian. Sehingga bisa mengetahui bagaimana laju korosi antara sampel yang dilapisi dan yang tidak dilapisi.

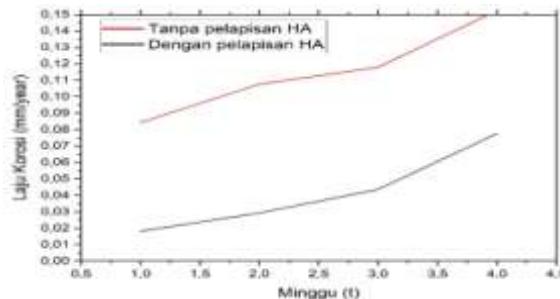
C.Hasil dan Pembahasan

Dapat dilihat pada Gambar 4, penurunan massa pada material yang dilapisi tertinggi terjadi pada minggu keempat dengan rata-rata sebesar 0,0030 gram, sedangkan untuk kehilangan massa terendah terjadi pada minggu pertama dengan rata-rata sebesar 0,0015 gram. Kehilangan massa yang signifikan pada minggu pertama dan kedua ini disebabkan karena adanya lapisan hidroksiapatit yang terlepas, hal ini dapat dipastikan karena tidak ditemukan tanda-tanda korosi pada permukaan material dengan menggunakan SEM. Sedangkan untuk kehilangan massa pada material yang tidak terlapis, dapat dilihat pada gambar yang sama, penurunan tertinggi terjadi pada minggu keempat dengan rata-rata sebesar 0,015 gram, untuk kehilangan massa terendah terjadi pada minggu pertama dengan rata-rata sebesar 0,0043 gram.



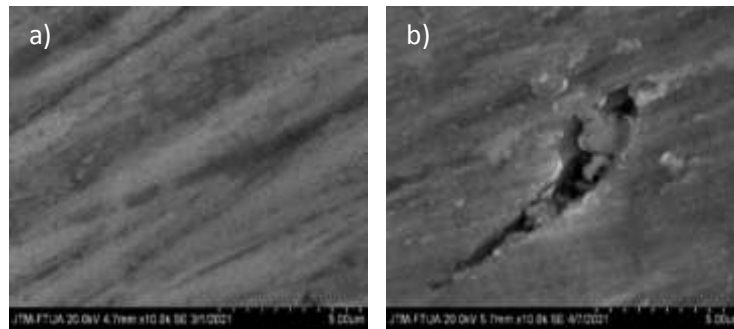
Gambar 4. Grafik kehilangan massa pada material yang dilapisi dan yang tidak dilapisi

Dapat dilihat pada Gambar 5, laju korosi pada material tanpa dilapisi HA, nilai tertinggi terjadi pada minggu keempat sebesar 0,150 mm/year, sedangkan untuk laju korosi terendah terjadi pada minggu pertama sebesar 0,0816 mm/year. Untuk material yang dilapisi HA dapat dilihat pada gambar yang sama. Laju korosi terbesar terjadi pada minggu keempat sebesar 0,075 mm/year, sedangkan laju korosi terendah terjadi pada minggu pertama sebesar 0,015 mm/year. Terjadinya kenaikan laju korosi ini dikarenakan adanya lapisan TiO_2 pada material sehingga butuh waktu untuk hilangnya lapisan ini, ketika lapisan ini hilang maka material akan rentan mengalami korosi.



Gambar 5. Grafik laju korosi pada material yang dilapisi dan yang tidak dilapisi.

Semakin banyak oksigen terlarut, laju korosi semakin tinggi. Faktor internal yang menyebabkan korosi pada penelitian ini, yakni ditemukan adanya inklusi (zat pengotor). Inklusi di sini, adalah terjebaknya partikel asing di permukaan logam. Inklusi ini bisa berupa debu, endapan cairan unsur elektrolit yang menempel pada spesimen uji. Zat pengotor ini mempercepat korosi pada permukaan logam, memicu terjadinya reaksi reduksi tambahan, mempercepat proses oksidasi atom logam menjadi korosi.



Gambar 6. Pengamatan dengan SEM a) sebelum direndam, b) setelah direndam selama 2 minggu.

Pada Gambar 6, dapat dilihat foto permukaan material dengan menggunakan SEM. Material sebelum direndam hanya terlihat goresan permukaan yang disebabkan proses pengamplasan, setelah direndam 2 minggu terdapat lubang pada permukaan yang mengindikasikan adanya korosi pada material. Pada tahap pertama korosi, terjadi serangan oleh gelembung udara (O_2) yang menempel di permukaan lapisan pelindung spesimen uji, karena adanya aliran turbulen yang melintas di atas permukaan logam tersebut.

Tahap kedua, gelembung udara tersebut mengikis dan merusak lapisan pasif titanium. Sebenarnya titanium memiliki ketahanan korosi yang lebih baik, karena mempunyai lapisan pelindung (pasif). Namun, lapisan pasif titanium tersebut hilang atau tidak tahan pada larutan yang mengandung NaCl dan NaF yang melebihi konsentrasi 0,5% [3]. Pada tahap ketiga, laju korosi semakin meningkat, karena lapisan pelindung titanium telah hilang. Logam yang berada di bawah lapisan pelindung mulai terkorosi, kemudian terjadi pembentukan kembali lapisan pelindung, dan logam menjadi tidak rata. Bila aliran terus mengalir, maka akan terjadi serangan kembali oleh gelembung udara yang terbawa aliran. Serangan ini akan mengikis dan merusak lapisan pelindung yang baru saja terbentuk. Rusaknya lapisan pelindung tersebut akan mengakibatkan serangan lebih lanjut pada logam yang lebih dalam hingga membentuk cekungan.

D. Penutup

Untuk material yang dilapisi HA, tidak ditemukannya indikasi terjadinya korosi, sedangkan material yang tidak dilapisi banyak ditemukan indikasi terjadinya korosi. Laju korosi meningkat seiring pertambahan masa rendam selama 1, 2, 3 dan 4 minggu. Ini dapat dilihat dari pengurangan berat pada sampel uji, terjadi korosi merata yang terdistribusi secara merata di seluruh bagian permukaan spesimen uji. Korosi merata ini juga disebabkan adanya unsur Carbon (C) yang bersenyawa dengan oksigen (O_2) menjadi karbondioksida (CO_2). CO_2 ini larut dalam SBF, membentuk asam karbonat (H_2CO_2) yang meningkatkan korosifitas.

Daftar Pustaka

- Republika. 2019. Indonesia Urutan Pertama Peningkatan Kecelakaan Lalu Lintas. www.Republika.Co.Id/Berita/Nasional/Umum/4/11/06/Nem9nc-Indonesiaurutan-Pertama-Peningkatan-Kecelakaan-Lalu-Lintas. Diakses 10 September 2021.
- <http://www.bisnis.com/articles/kesehatan-tulang-kasus-patah-tulang-akibatosteoporosis-cenderung-meningkat>. Diakses 10 September 2021.
- Saleh MM, Saleh MM, Touny AH, Al-Omair MA. Biodegradable/biocompatible coated metal implants for orthopedic applications. *Biomed Mater Eng* 2016;27:87–99. <https://doi.org/10.3233/BME-161568>.
- Albayrak O, El-Atwani O, Altintas S. Hydroxyapatite coating on titanium substrate by electrophoretic deposition method: Effects of titanium dioxide inner layer on adhesion strength and hydroxyapatite decomposition. *Surf Coatings Technol* 2008;202:2482–7. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2007.09.031>.

- Mohseni E, Zalnezhad E, Bushroa AR. Comparative investigation on the adhesion of hydroxyapatite coating on Ti-6Al-4V implant: A review paper. *Int J Adhes Adhes* 2014;48:238–57. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2013.09.030>.
- Latifa Kinani, 2003, Corrosion Inhibition of Titanium in Artificial Saliva Containing Fluoride, Faculty of Sciences and Technology. Beni Mellal. Morocco.
- Lusiana, 2010, Analisis Laju Korosi Titanium, Laporan Tugas Akhir, Jurusan Teknik Mesin, Universitas Indonesia, Jakarta.
- Muhammad Yazdi Ali, 2007, Studi Korosi Titanium (ASTM B 337 Gr-2) dalam Larutan Artificial Blood Plasma (ABP) pada Kondisi Dinamis dengan Teknik Polarisasi Potensiodinamik dan Exposure, Laporan Tugas Akhir, Jurusan Teknik Mesin, ITS, Surabaya.
- ASTM. ASTM F136, 2008. Standard Specification for Wrought Titanium-6 Aluminum-4 Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401). West Conshohocken: ASTM International.
- Bai Y, Park IS, Lee SJ, Bae TS, Duncan W, Swain M, et al. One-step approach for hydroxyapatite-incorporated TiO₂ coating on titanium via a combined technique of micro-arc oxidation and electrophoretic deposition. *Appl Surf Sci* 2011;257:7010–8. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2011.03.058>.
- Eraković S, Veljović D, Diouf PN, Stevanović T, Mitrić M, Janačković D, et al. The effect of lignin on the structure and characteristics of composite coatings electrodeposited on titanium. *Prog Org Coatings* 2012;75:275–83. <https://doi.org/10.1016/j.porgcoat.2012.07.005>.
- Mejia A, Gómez LB, Aguilar C, Bejar A, González CP, Carreón G. Analysis of Electrochemical Corrosion in Metal form of Ti-Ta-Sn and 316- L S crew in Hank's Solution by SEM 2021;27:1574–6. <https://doi.org/10.1017/S1431927621005808>
- Juliadmi D, Harlendri, Hon Tjong D, Manjas M, Gunawarman. The Effect of Sintering Temperature on Bilayers Hydroxyapatite Coating of Titanium (Ti-6Al-4V) ELI by Electrophoretic Deposition for Improving Osseointegration. *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 547, 2019. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/547/1/012005>
- Juliadmi D, Oktaviana D, Hon D, Manjas M. Hydroxyapatite Bilayers Coating on Screw Implant Ti-6Al-4V ELI with Electrophoretic Deposition Method for Improving Osseointegration 2018;51:14–8.
- Hermawan H. 2018. Updates on research and development of absorbable metals for biomedical devices. *Prog Biomater*;7:93-110.