



Terbit online pada laman web jurnal : <http://metal.ft.unand.ac.id>

METAL: Jurnal Sistem Mekanik dan Termal

| ISSN (Print) 2598-1137 | ISSN (Online) 2597-4483 |



Artikel Penelitian

Laju Oksidasi Titanium Murni (Cpti Grade Tipe 340) Berlapis Hydroxyapatite (Ha) Yang Disinter Dalam Tungku Perlakuan Panas

Desmarita Leni^a, Gunawarman^b, Jon Affi^b, Yuli Yetri^c

^aSekolah Menengah Kejuruan Semen Padang

^bJurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Andalas, Kampus Limau Manis, Padang, 25163

^cJurusan Teknik Mesin, Politeknik Negeri Padang, Indonesia

INFORMASI ARTIKEL

Sejarah Artikel:

Diterima Redaksi: 08 Februari 2019

Revisi Akhir: 22 Maret 2019

Diterbitkan Online: 29 April 2019

KATA KUNCI

Hydroxyapatite

Comercial Pure Titanium

Weight Loss

Sintering.

KORESPONDENSI

E-mail: desmaritaleni@gmail.com

yuliyetri@pnp.ac.id

A B S T R A C T

Implants are used for various reasons, such as replacing damaged tissue caused by disease or trauma, as filler and support the healing phase. The general terminology of biocompatibility describes a condition which will not cause harmful interaction between foreign material and the body. Biocompatibility is a system including physical, chemical, biological, medical, and design aspects. This study is focused on the influence of the coating thickness of hydroxyapatite layer on the rate of oxidation. Pure titanium coated by HA with thickness variation needs to be tested for oxidation resistance to determine the coating effectiveness in reducing the rate of oxidation. The rate of oxidation measured by weight loss method after coated titanium by HA and than heating in a heat furnance. HA coatings obtained by a process of electrophoretic deposition (EPD) with variation of time between 5 to 35 minutes at a voltage of 40 V with fineness of 30 μm . The oxidation process was done during the sintering process in a heat furnace for 10 minutes. The result of this study shows that the increase of time EPD increases the thickness of HA layer. Oxidation resistance on CPTi after HA coating does not cause the quality of pure titanium degraded in addition, the oxidation resistance of HA increases from good grade to excellent grade. It shows that the formation of surface oxide slows down during sintering process.

1. PENDAHULUAN

Ilmu material saat ini berkembang dengan sangat pesat, salah satu aplikasinya adalah bidang biomaterial. Biomaterial yang ideal adalah bahan atau material yang memiliki biokompatibilitas yang baik, sifat mekanik yang baik dan proses manufaktur yang mudah [1]. Bahasan menarik dalam hal biomaterial adalah implantasi. Implan digunakan dengan berbagai alasan antara lain sebagai pengganti jaringan yang rusak disebabkan oleh penyakit maupun trauma, sebagai *filler* dan *support* fase penyembuhan.

Biokompatibilitas secara terminologi menjelaskan kondisi dimana tidak terjadi interaksi berbahaya antara material asing dengan tubuh. Biokompatibilitas merupakan sistem yang mencakup fisik, kimia, biologis, medik dan aspek desain [2]. *Ductility*, *thoughness*, *creep* dan *wear resistance* adalah sifat mekanik yang diperlukan untuk biomaterial, sedangkan metode fabrikasi, konsistensi, tingkat kenyamanan dan biaya produksi adalah karakter manufaktur yang pada akhirnya menentukan pemilihan penggunaan bahan implan [1].

Karakteristik *Unalloyed Comercial Pure* (CP) titanium tersedia empat kelas yang berbeda, yaitu 1, 2, 3 dan 4, yang digunakan berdasarkan ketahanan korosi. Titanium *grade 2* lebih kuat dari *grade 1* dan tahan korosi sangat baik, serta kemampuan dan kekuatan antara nilai *grade 1* dan 3. *Grade 2* ini yang banyak digunakan, yang menawarkan kekuatan hasil minimal 275 MPa (40ksi). Titanium (CPTi *grade 2*) untuk aplikasi medis sering digunakan untuk bahan implan tulang, gigi, pelapisan permukaan (*surface coating*). Pada saat ini CPTi dipakai pula untuk bahan mahkota tiruan, gigi tiruan sebagian, gigi tiruan penuh dan untuk bahan *wire* kawat *orthodontic*.

Dengan bentuk dan sifatnya yang menguntungkan, titanium mampu menghasilkan *intimate contact* dengan jaringan tulang yang baru terbentuk. Hal ini memberikan stabilitas dan keberhasilan implantasi permanen bagi jaringan tubuh. Namun dilihat dari sisi bioaktifitas atau kemampuan penyatuan jaringan masih kurang [4].

Bioaktifitas titanium ini bisa ditingkatkan dengan melapisi permukaan titanium dengan bahan bioaktif seperti *hydroxyapatite* (HA). Disamping meningkatkan bioaktifitas, pelapisan HA diharapkan meningkatkan ketahanan korosinya. Oleh sebab itu penelitian ini difokuskan kepada pengaruh pelapisan *hydroxyapatite* (HA) terhadap laju korosi yang diukur dengan cara mengekspos titanium berlapis titanium murni di dalam tungku terbuka pada saat proses sintering. Melalui proses ini lapisan HA diharapkan dapat untuk pengganti penggunaan tungku vakum selama proses sintering.

2. TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Titanium

Titanium merupakan salah satu unsur kimia dalam tabel periodik yang memiliki simbol Ti dengan nomor atom 22. Unsur ini merupakan logam transisi yang memiliki karakteristik ringan, kuat, berkilau, tahan korosi (termasuk tahan terhadap air laut dan klorin) dengan warna putih-metalik-keperakan. Unsur titanium ditemukan oleh Reverend William Gregor pada tahun 1790, dan pada tahun 1910 bentuk *pure titanium* pertama kali diproduksi [4].

Ada dua sifat penting sebagai dasar pemanfaatan titanium, yaitu ketahanan korosi dan rasio kekuatan terhadap densitas yang paling tinggi di antara semua logam [5]. Titanium dapat digunakan

sebagai *alloy* melalui penambahan unsur logam lainnya seperti besi, aluminium, vanadium, dan molybdenum sehingga diperoleh material *alloy* dengan sifat mekanis yang kuat namun ringan. Material titanium dapat diaplikasikan pada beberapa aspek seperti penerbangan (mesin jet, misil, dll), militer, proses industri (kimia dan petrokimia, pabrik desalinasi, *pulp*, dan kertas), otomotif, agro industri, alat kedokteran, implan ortopedi, peralatan dan instrumen dokter gigi, implan gigi, alat olahraga, perhiasan, telepon genggam, dan aplikasi lainnya [6].

Sifat Mekanik Titanium CPTi Grade 2

Titanium (Ti) telah menjadi material pilihan untuk banyak digunakan dalam implantasi gigi dan bedah tulang. Hal tersebut dikarenakan minimalnya reaksi jaringan yang diakibatkan oleh penanaman material ini dalam tubuh. Pada penanaman material ini terjadi reaksi biologis secara alami yaitu terbentuknya jaringan baru yang kemudian melekat pada lapisan oksida pada permukaan titanium.

Tabel 1. Sifat Mekanik Titanium

Sifat Mekanik	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4
Tensile Strength (Mpa)	240	345	450	550
Yield Strength (Mpa)	170	275	380	485
Elongation (%)	24	20	18	15
Reduction of Area (%)	30	30	30	25
Modulus of Elasticity (Gpa)	102	102	103	104
Poison ratio	0,34	0,34	0,34	0,34
Condition	Annealed	Annealed	Annealed	Annealed
(Wt %) Ti	99,5	99,2	99,1	99,0

Titanium (CPTi *grade 2*) merupakan material allotropik dengan dua bentuk kristalografi yaitu α yang mempunyai bentuk *hexagonal close packed* (HCP) pada temperatur $< 882,5^{\circ}\text{C}$ dan β dengan bentuk *body centered cubic* (BCC) pada temperatur $> 882,5^{\circ}\text{C}$.

2.2 Hydroxyapatite (HA)

Hydroxyapatite (HA) dengan rumus kimia $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ sering dikenal sebagai *calcium phosphate tribasic*. Selama hampir 2 dekade ini banyak mendapat perhatian di dunia biomaterial sebagai material implan dikarenakan sifat

bikompabilitasnya yang sangat baik. HA juga merupakan merupakan material yang bersifat bioaktif disebabkan karena rasio kalsium-fosfat pada material ini mirip dengan tulang dan gigi alami.

2.3 Elektroforesis Deposisi (EPD)

Elektroforesis Deposisi (EPD) merupakan suatu teknik yang menggunakan mekanisme elektroforesis untuk menggerakkan partikel bermuatan dalam larutan atau suspensi karena adanya pengaruh medan listrik, sehingga partikel tersebut akan mengendap pada permukaan suatu substrat dan membentuk lapisan tipis dengan ketebalan tertentu. Metode EPD dapat digunakan untuk melapiskan material logam yang bertujuan diantaranya meningkatkan biokompatibilitas dari logam sehingga aman digunakan di dalam tubuh makhluk hidup.

2.4 Metode Kehilangan Berat (Weight Loss)

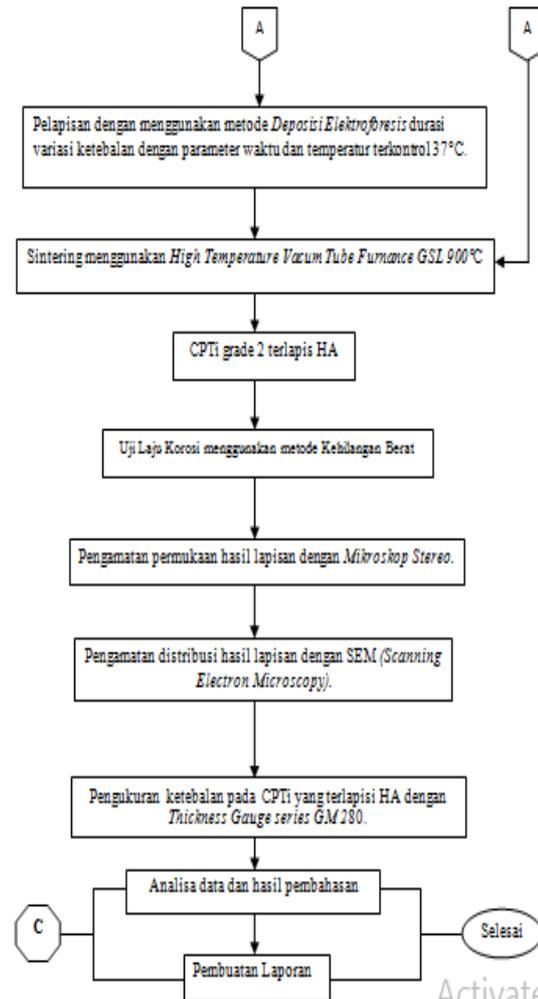
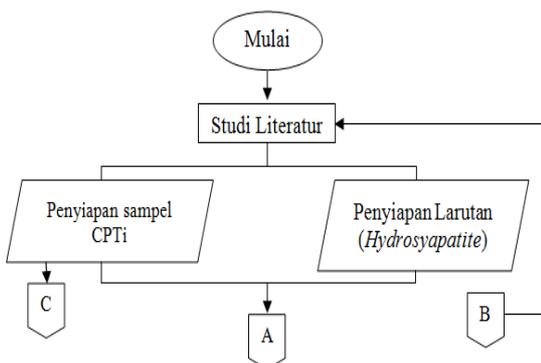
Metode *Weight Loss* merupakan salah satu metode yang dilakukan untuk mengukur laju korosi. Metode kehilangan berat dilakukan dengan cara menimbang berat awal sampel, dan setelah dilakukannya perendaman, dilakukan penimbangan kembali pada sampel. Didapatkan besarnya berat yang hilang yang nantinya digunakan pada perhitungan laju korosi. Laju korosi didapatkan melalui persamaan berikut:

$$\text{Laju Korosi} = \frac{K \times W}{D \times A \times T}$$

Keterangan:

- K = konstanta
- W = berat yang hilang (g)
- D = *density* benda uji korosi (g/cm³)
- A = luas permukaan (cm²)
- T = waktu (jam)

3. METODE PENELITIAN



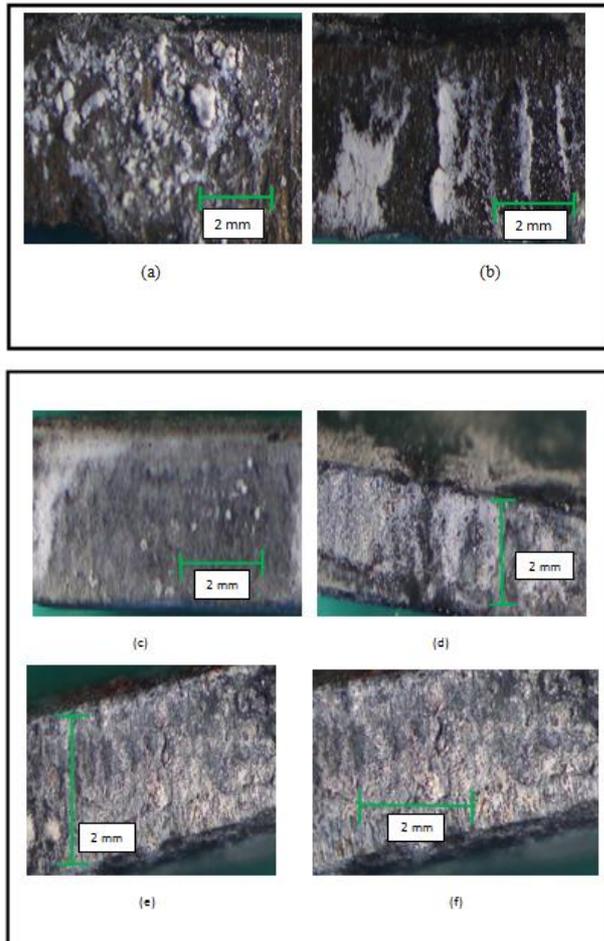
Gambar 1. Skema Penelitian

Penelitian ini dimulai dengan studi literatur dengan tujuan memahami teori-teori yang berhubungan dengan penelitian. Kemudian mempersiapkan benda uji (memotong benda uji sesuai dengan dimensi yang ditetapkan, mengetsa serta melakukan pemeriksaan struktur mikro). Selanjutnya dilakukan pengujian perilaku korosi terhadap material benda uji pada lingkungan CPTi yang terlapis HA. Setelah semua tahapan di atas selesai, maka dilakukan analisa dan pembahasan terhadap hasil pengujian. Kemudian baru diambil kesimpulan terhadap penelitian uji korosi dengan metode *weight loss* pada benda uji CPTi yang sudah terlapis HA. Alur kerja dari penelitian ini dapat dilihat pada Gambar 1.

4. HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil lapisan *hydroxyapatite* yang terbentuk setelah proses pelapisan menggunakan metode *Electrophoretic Deposition* pada permukaan

seperti terlihat pada Gambar 2, dan tebal lapisan setelah disintering disajikan pada Tabel 2.



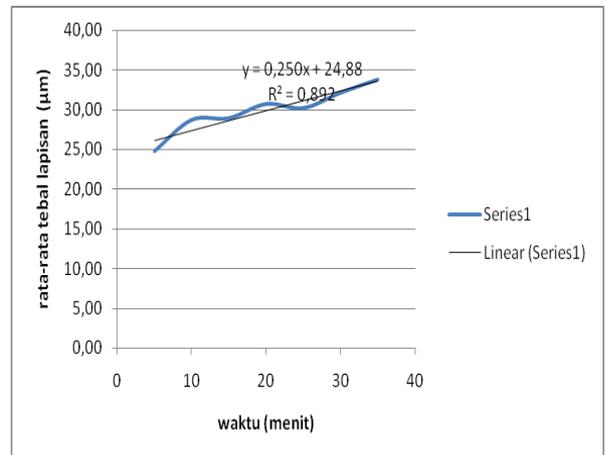
Gambar 2. Hasil pengamatan penampang dengan Mikroskop optik Olympus SZX10 permukaan hasil pelapisan dengan metode EPD pada benda uji

- a) CPTi T = 5 menit
- b) CPTi T = 10 menit
- c) CPTi T = 15 menit
- d) CPTi T = 20 menit
- e) CPTi T = 25 menit
- f) CPTi T = 30 menit
- g) CPTi T = 35 menit.

Tabel 2. Tebal lapisan (µm) HA pada permukaan CPTi setelah sintering

No	Waktu (menit)	Tebal Lapisan (µm) Uji 1	Tebal Lapisan (µm) Uji 2	Tebal Lapisan (µm) Uji 3	Rata – Rata (µm)
1	5	24,80	24,79	24,81	24,80
2	10	28,50	28,52	29,12	28,71
3	15	28,90	28,88	29,01	28,93
4	20	30,00	31,25	30,89	30,71
5	25	30,20	30,43	29,98	30,20
6	30	32,00	32,50	31,92	32,14
7	35	32,70	33,65	34,99	33,78

Pada Tabel 2 terlihat bahwa ketebalan lapisan HA pada permukaan CPTi merupakan rata-rata dari 3 x perlakuan. Dari Tabel 2 dan Gambar 3 terlihat bahwa tebal lapisan HA yang terbentuk di permukaan CPTi berbanding lurus dengan waktu pelapisan. Hal ini dapat dilihat dari persamaan garis lurus yang diperoleh pada Gambar 3.



Gambar 3. Grafik Tebal lapisan HA sebagai fungsi waktu

Gambar 3 membuktikan semakin lama waktu pelapisan benda uji CPTi semakin tebal lapisan HA yang didapatkan. Pengujian antara waktu EPD dan ketebalan lapisan adalah linear dengan persamaan $Y = 0,250X + 24,88$ dan $R^2 = 0,892$ linear terhadap sumbu X. Peningkatan ketebalan lapisan terhadap waktu terjadi karena analisa besar daya melekatnya larutan pada permukaan titanium. Hasil pengujian laju korosi pada benda uji CPTi setelah disintering dihitung dengan metode kehilangan berat (*Weight Loss*). Kehilangan massa yang terjadi selama proses pengujian dan laju korosinya dapat pada Tabel 3.

Tabel 3. Hasil laju korosi CPTi

No	Waktu (menit)	Volt (A)	W1 (g)	w2 (g)	Kehilangan Berat (g)	Laju Korosi (mm/year)
1	5	40	0,875	0,858	0,017	0,149
2	10	40	0,879	0,873	0,006	0,026
3	15	40	0,852	0,842	0,010	0,030
4	20	40	0,859	0,848	0,011	0,024
5	25	40	0,856	0,848	0,008	0,014
6	30	40	0,853	0,844	0,009	0,013
7	35	40	0,865	0,855	0,010	0,013

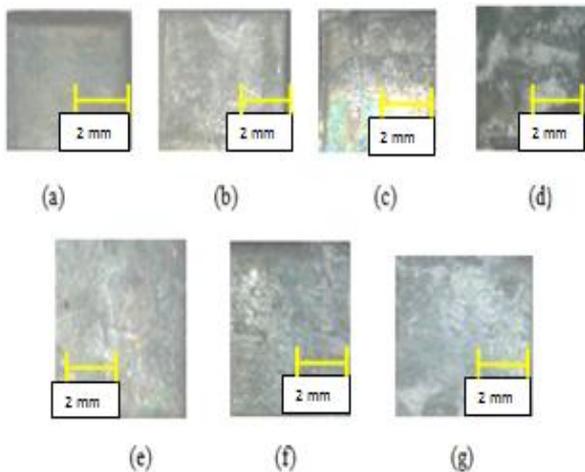
Terjadinya korosi pada titanium murni sewaktu pengujian mungkin akibat dari saat sintering

tungku terbuka, sehingga saat pendinginan yang berlangsung selama 24 jam dipengaruhi oleh lingkungan sekitarnya salah satunya oksigen. Untuk pembuktian bahwa pengujian yang dilakukan masih dalam standar ketahanan korosi relatif dapat dilihat pada *resistance corrosion engineering* pada Tabel 4. Dari hasil analisa pengujian ketahanan korosi relative, ternyata benda uji CPTi memiliki *resistance Exellent* yang berkisar antara 0,02-0,1 mm/year seperti yang ditunjukkan pada Tabel 4.

Tabel 4. Ketahanan korosi relatif

Resistance	mpy	mm/year	(µm)/year	Nm/h	Pm/s
Outstanding	< 1	< 0,02	< 25	< 2	< 1
Exellent	1-5	0,02-0,1	25-100	2-10	1-5
Good	5-20	0,1-0,5	100-500	10-50	20-50
Fair	20-50	0,5-1	500-1000	50-150	20-50
Poor	50-200	1-5	1000-5000	150-500	50-200
Unacuptable	200+	5+	5000+	500+	200+

Hasil analisa ketahanan korosi CPTi tersebut menunjukkan bahwa kualitas titanium murni tidak terdegrasi akibat korosi karena laju korosi yang didapatkan rata-rata tergolong *Exellent* dan masih dalam batas korosi relatif. Pernyataan ini didukung oleh hasil pengamatan pada Gambar 4.



Gambar 4. Permukaan CPTi yang sudah dibersihkan dari lapisan HA dilihat dengan Mikroskop optik *Olympus SZX10* dengan skala 2x perbesaran.

- a) Permukaan CPTi yang dilapisi HA T=5 menit
- b) Permukaan CPTi yang dilapisi HA T= 10 menit
- c) Permukaan CPTi yang dilapisi HA T= 15 menit
- d) Permukaan CPTi yang dilapisi HA T= 20 menit
- e) Permukaan CPTi yang dilapisi HA T= 25 menit
- f) Permukaan CPTi yang dilapisi HA T= 30 menit
- g) Permukaan CPTi yang dilapisi HA T= 35 menit.

Dari Gambar 4 menunjukkan semakin tebal lapisan HA yang melapisi titanium murni maka semakin terlindungi permukaannya dari korosi pada saat disinter dalam tungku terbuka.

5. KESIMPULAN DAN SARAN

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan, beberapa kesimpulan:

1. Ketebalan lapisan yang terbentuk di permukaan titanium murni (CPTi *grade 2*) berbanding lurus waktu EPD, dimana semakin lama waktu pelapisan maka semakin tebal lapisan HA yang didapatkan.
2. Semakin tebal lapisan yang terbentuk pada permukaan titanium murni (CPTi) maka semakin kecil laju korosi yang terjadi.
3. Ketahanan korosi pada CPTi tidak menyebabkan kualitas titanium murni terdegradasi akibat korosi, karena hasil laju korosi yang didapatkan rata-rata *Exellent* dan masih dalam batas relatif ketahanan korosi untuk implan.

UCAPAN TERIMA KASIH

Terimakasih kepada YISP dan Kepala Sekolah SMK Semen Padang yang sudah memberikan izin dan suport moril untuk melanjut dan menyelesaikan studi S2 di Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Andalas, Padang.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Karokaro, M., Purniawan, A., Fellicia, D.M., 2008, *Karakterisasi Lapisan Pasif Korosi Impant Commercial Pure Titanium Grade 2 Dengan Variasi Kekasaran Permukaan Pada Cairan Tubuh Buatan*, Jurnal Ilmiah Sains dan Teknologi Vol. 7 No. 2, 97-105.
- [2] Spenser Nicholas D, Texor Marcus, 1998, *Surface Modification, Surface Analysis and Biomaterials*, Material Science, ETH-Zurich.
- [3] Bombac D, Brojan, M, Krkovic, M., Turk, R., Zalar, A., 2001, *Characterization of Titanium and Stainless Steel Medical Implants Surfaces*. Materials and Geoenvironment, Vol. 54, 151-164.
- [4] The International Programme on Chemical Safety (IPCS). *Titanium*. Geneva: *World Health Organization*. 1982; p. 14-49.
- [5] Donachie, Matthew J, Jr. (1988). *TITANIUM: A Technical Guide*. Metals Park, OH: ASM International. p. 11.