

Karakteristik Permukaan Pelapisan Hidroksiapatit pada Material Implan Ti-6Al-4V ELI: Studi Literatur

Sanny Ardhy^{1,a}, Gunawarman^{2,b}, Jon Affi^{3,c} dan Yuli Yetri^{4,d}

¹Program Studi Teknik Mesin Unidha, Jalan Sawahan No 103 A, Padang,

^{1,2,3}Jurusan Teknik Mesin Unand, Limau Manis, Kecamatan Pauh, Padang,

⁴Jurusan Teknik Mesin Politeknik Negeri Padang, Limau Manis, Kecamatan Pauh, Padang,

^asannyardhy@gmail.com, ^bgwarman66@gmail.com, ^cjonaffi@gmail.com,

^dyuliyetrietri@gmail.com

Abstrak

Ti-6Al-4V *Extra Low Intertitial* (ELI), salah satu jenis titanium paduan yang banyak digunakan untuk material implan. Namun, pemanfaatan Ti-6Al-4V ELI sebagai material implan masih menimbulkan permasalahan. Saat pemasangan implan, lapisan oksida di permukaannya dapat terlepas akibat korosi sehingga bersifat racun bagi tubuh. Untuk memperbaiki kondisi ini, perlu dilakukan modifikasi permukaan material, yakni metode pelapisan. Adapun material pelapis yang baik untuk implan ortopedik, berasal dari keramik, yakni hidroksiapatit (HA). Namun demikian, masih ada juga kendala. Pelapisan HA pada titanium, kadang belum merata ke seluruh permukaan sehingga menimbulkan retak pada permukaan lapisan. Ada dua metode yang sering digunakan dalam pelapisan material, yakni *Electro Phoretic Deposition* (EPD) dan *dip coating*. Penelitian ini menganalisa sejumlah studi literatur dengan menggunakan pencarian *database* jurnal reputasi internasional *Sciencedirect*, *Pubmed* tentang biomaterial dan biomedis, dengan menggunakan kata kunci Ti-6Al-4V ELI, hidroksiapatit, retak, metode EPD dan *Dip Coating*. Hasil studi literatur ini bermanfaat sebagai sumber referensi bagi peneliti yang akan melakukan penelitian, guna memilih metode mana yang baik untuk pengurangan retak pada pelapisan material implan Ti-6Al-4V ELI dengan menggunakan hidroksiapatit. Dari studi literatur, metode *Dip Coating* lebih baik dibanding metode EPD. Lapisan permukaan implan merata, tak ada penumpukan HA di beberapa daerah permukaan, sehingga retak pada permukaan, menjadi minim.

Kata kunci : Ti-6Al-4V ELI, hidroksiapatit, retak, metode EPD, metode Dip Coating

Latar belakang

Ti-6Al-4V *Extra Low Intertitial* (ELI), salah satu jenis titanium paduan yang banyak digunakan untuk material implan. Ti-6Al-4V ELI memiliki sifat fisik dan mekanik yang lebih baik dibanding *stainless steel* dan titanium murni, yaitu lebih ringan, lebih ulet, lebih kuat, modulus elastisitas yang rendah, serta memiliki biokompatibilitas yang baik di dalam tubuh (karena ada unsur Aluminium dan Vanadium di dalamnya). Saat ini, Ti-6Al-4V ELI banyak digunakan sebagai implan gigi

serta implan ortopedik seperti fiksasi tulang (pelat, sekrup, pin), fiksasi tulang belakang dan sendi buatan [1].

Namun, pemanfaatan Ti-6Al-4V ELI sebagai material implan masih menimbulkan permasalahan. Penelitian yang dilakukan Kwok [2] mengungkapkan penggunaan Ti-6Al-4V ELI memiliki risiko terhadap serangan korosif oleh cairan tubuh, pelepasan ion logam titanium oksida (TiO₂) akan berbahaya dan menyebabkan efek buruk terhadap jaringan di sekitarnya. Permasalahan lainnya adalah permukaan logam bersifat tidak bioaktif, sehingga

tidak mampu membentuk osseointegrasi (pertautan tulang dengan material implan) di dalam tubuh. Saat pemasangan implan, lapisan oksida di permukaannya dapat terlepas akibat korosi sehingga bersifat racun (toksik) bagi tubuh. Kondisi ini juga dapat mengakibatkan reduksi pertumbuhan jaringan tulang baru di sekitarnya. Untuk memperbaiki kondisi ini, perlu dilakukan modifikasi permukaan material, salah satunya dengan metode pelapisan. Pelapisan ini bertujuan untuk menghindari kontak material secara langsung dengan jaringan tubuh, memberikan perlindungan terhadap pelepasan ion-ion berbahaya dari material, serta mempercepat terjadinya osseointegrasi, menstimulasi pertumbuhan jaringan tulang yang baru untuk perbaikan kerusakan jaringan tulang. Jika tak ada osseointegrasi, material implan akan mengalami kelonggaran. Ini akan memicu kegagalan implan nantinya.

Adapun material pelapis yang baik untuk implan ortopedik, berasal dari keramik, yakni hidroksiapatit (HA). HA memiliki sifat bioaktif, inert dan tidak beracun (*non toxic*). Pelapisan dengan HA ini bertujuan agar material implan tidak mengalami kelonggaran pada fiksasi yang dapat memicu kegagalan implantasi biomaterial. Selain itu, juga bertujuan untuk melindungi permukaan material implan agar tidak mengalami korosi dan tidak merusak jaringan tubuh [3].

HA merupakan salah satu senyawa anorganik atau senyawa kalsium fosfat, penyusun jaringan keras (*hard tissue*) tubuh manusia seperti tulang dan gigi. HA memiliki sifat biokompatibel karena memiliki struktur yang menyerupai struktur matriks penyusun tulang manusia $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Selain itu, HA juga memiliki sifat bioaktif yaitu dapat mempercepat regenerasi jaringan tulang setelah pemasangan implan.

Menurut Cheng dkk [4], Ti-6Al-4V ELI yang dilapisi HA memiliki tingkat ketahanan korosi yang lebih tinggi dibanding Ti-6Al-4V ELI yang tidak dilapisi HA. Tingkat ketahanan korosi yang baik ini mampu memberikan respon biologis yang positif ketika implantasi Ti-6Al-4V ELI di dalam tubuh.

Namun demikian, masih ada juga kendala. Pelapisan HA pada titanium, kadang belum merata ke seluruh permukaan. Penelitian Fernanda [5] menjelaskan, pelapisan Ti-6Al-4V ELI dengan HA tulang sapi (ukuran partikel 63 μm) dengan metode *Electro Phoretic Deposition* (EPD), menghasilkan lapisan yang belum merata ke seluruh permukaan Ti-6Al-4V ELI serta terdapat penumpukan HA di beberapa daerah permukaan.

Hasil penelitian ini juga sesuai dengan penelitian Wei Xia dkk [6], dimana semakin besar ukuran partikel pelapis, akan semakin banyak pula terjadi keretakan pada lapisan tersebut. Hasil serupa juga didapat dari penelitian Gnanavela dkk [7]. Pelapisan HA partikel mikro pada Ti-6Al-4V ELI dengan metode EPD, lapisannya mudah rapuh dan banyak retak pada permukaan.

Metode lainnya yang banyak digunakan untuk pelapisan hidroksiapatit, yakni metode pencelupan (*dip coating*). Metode ini memiliki sejumlah keunggulan, diantaranya biaya pelapisan yang murah, cara pelapisan yang mudah, dapat mengontrol ketebalan pelapisan yang diinginkan dan dapat dilakukan pada temperatur kamar, sehingga tidak mengubah sifat HA.

Dari sejumlah studi literatur, dijelaskan metode *Dip Coating* ini dapat menghasilkan meratanya lapisan permukaan yang lebih baik dibanding metode EPD. Di samping lapisan HA yang merata dan tak ada retak, material implan juga harus mengandung *porous* (rongga) yang baik [8]. Rongga ini

dihasilkan dari proses pemanasan (sintering). Rongga ini berfungsi sebagai retensi sel-sel tulang ketika implantasi. Penelitian Rachmawati [9], mengungkapkan efek variasi kecepatan penarikan terhadap karakteristik Ti-6Al-4V terlapis hidroksiapatit-gelatin dengan metode *dip coating* sebagai implan tulang. Semakin tinggi kecepatan penarikan, didapatkan lapisan permukaan implan yang merata, sehingga perlekatan sampel dengan substrat semakin kuat.

Hal serupa juga didapat dari penelitian Nisa Mulya [10]. Didapatkan lapisan HA merata di permukaan material implan *Stainless Steel* (SS) 316L dengan metode *dip coating*, tak ada retakan. Semakin cepat waktu penarikan, semakin meningkat ketebalan lapisan HA.

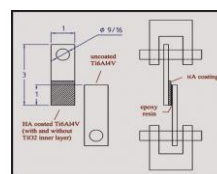
Demikian pula halnya dengan penelitian Sajjad [11]. Pengujian dilakukan dalam kecepatan penarikan 5 cm/menit (0,083 mm/s), menghasilkan struktur HA yang lebih padat dan lapisan yang merata di permukaan material implan Ti-6Al-4V. Adapun tujuan penelitian ini untuk mengetahui metode pelapisan hidroksiapatit pada material implan Ti-6Al-4V ELI yang tidak mudah retak dan untuk mendapatkan lapisan hidroksiapatit yang optimal, merata di seluruh permukaan material implan Ti-6Al-4V ELI.

Metode Penelitian

Jurnal ini menganalisa sejumlah studi literatur dengan menggunakan pencarian *database* jurnal reputasi internasional *Scencedirect*, *Pubmed* tentang biomaterial dan biomedis, dengan menggunakan kata kunci Ti-64 ELI, hidroksiapatit, retak, metode EPD dan *Dip Coating*. Metode EPD yang digunakan dalam studi literatur ini yakni metode pelapisan yang menggunakan teknik pemisahan komponen atau

molekul bermuatan berdasarkan perbedaan tingkat migrasinya dalam sebuah medan listrik. Metode ini merupakan teknik elektroforesis untuk perpindahan partikel bermuatan yang tersuspensi dalam larutan di bawah kondisi medan listrik dengan menggunakan dua buah elektroda. Prinsipnya adalah migrasi partikel bermuatan dalam suspensi yang dipengaruhi oleh medan listrik sehingga terjadi aglomerasi dan pembentukan lapisan pada permukaan material implan yang digunakan sebagai elektroda yang bermuatan. Metode ini memanfaatkan pergerakan partikel akibat pengaruh arus listrik, serta lama waktu proses.

Sementara itu, metode *Dip Coating* melalui pencelupan dan penarikan. Metode ini terdiri tiga langkah [12]. Pertama, langkah perendaman (*immersion*). Material implan dalam hal ini, dicelup dalam larutan HA. Kedua, material implan yang sudah dicelup, ditarik ke atas. Dalam hal ini, faktor kecepatan penarikan akan menentukan ketebalan dan meratanya lapisan permukaan material implan yang didapat. Dalam metode ini, perlu diperhatikan pengontrolan kecepatan penarikan, agar didapatkan hasil pelapisan sesuai yang diinginkan. Ketiga, proses penguapan (*evaporation*), dimana pelarut yang menguap dari cair, akan membentuk lapisan tipis.



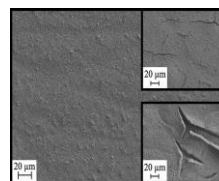
Gambar 1 ; Metode Dip Coating
Sumber : Jurnal Biomimetic hydroxyapatite coating on metal implants [12].

Hasil dan Pembahasan

Penelitian Fernanda [5] menjelaskan, pelapisan Ti-6Al-4V ELI dengan HA tulang sapi (ukuran partikel 63 μm) dengan metode EPD, menghasilkan lapisan yang belum merata ke seluruh permukaan Ti-6Al-4V ELI serta terdapat penumpukan HA di beberapa daerah permukaan. Tak hanya itu, di permukaan lapisan HA juga menunjukkan adanya beberapa keretakan. Demikian juga halnya pada pelapisan Ti-6Al-4V ELI dengan HA 125 μm , lapisan HA juga tidak tersebar merata dan ini sekaligus akan menyebabkan timbulnya retak pada permukaan Ti-6Al-4V ELI.

Hasil penelitian ini juga sesuai dengan penelitian Wei Xia dkk [6], dimana semakin besar ukuran partikel pelapis, akan semakin banyak pula terjadi keretakan pada lapisan tersebut. Semakin besar ukuran partikel HA, maka rongga (porositas) antar partikel akan semakin besar pula. Karena partikel HA tulang sapi ukuran 125 μm cukup besar, maka etanol yang digunakan sebagai pelarut HA, terperangkap dalam rongga yang terbentuk pada proses pelapisan HA, jumlahnya juga cukup banyak. Ini akan menimbulkan keretakan pada permukaan lapisan ketika proses sintering, karena etanol yang terperangkap tersebut menguap dengan cepat.

Hasil serupa juga didapat dari penelitian Gnanavela dkk [7]. Pelapisan HA partikel mikro pada Ti-6Al-4V ELI dengan metode EPD, didapatkan hasil morfologi lapisan terbaik pada voltase 8 volt dan waktu 8 menit, namun lapisannya mudah rapuh dan banyak retak pada permukaan. Retak pada lapisan HA ini juga disebabkan sifat keramik tak mempunyai ketangguhan retak yang baik ketika proses sintering.



Gambar 2 ; Retak pada permukaan Ti-6Al-4V ELI

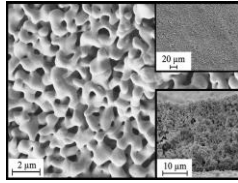
Sumber : Biocompatible response of hydroxyapatite coated on near- β titanium alloys [7].

Sementara itu, penelitian Rachmawati [9], mengungkapkan efek variasi kecepatan penarikan terhadap karakteristik Ti-6Al-4V terlapis hidroksiapatit-gelatin dengan metode *dip coating* sebagai implan tulang. Variasi kecepatan penarikan yang digunakan yakni 0,089 mm/s, 0,120 mm/s, 0,178 mm/s dan 0,198 mm/s. Semakin tinggi kecepatan penarikan, didapatkan lapisan permukaan implan yang merata, sehingga perlekatan sampel dengan substrat semakin kuat. Pada variasi kecepatan penarikan sebesar 0,198 mm/s, diperoleh nilai ketebalan dan kekuatan geser sebesar 125,28 μm dan 13,96 MPa. Dalam penelitian ini, digunakan HA komersil dicampur gelatin 30 persen.

Hal serupa juga didapat dari penelitian Nisa Mulya [10]. Didapatkan lapisan HA merata di permukaan material implan *Stainless Steel* (SS) 316L dengan metode *dip coating*, tak ada retakan. Semakin cepat waktu penarikan, semakin meningkat ketebalan lapisan HA, 50 μm , 60 μm dan 65 μm . Dalam penelitian ini, digunakan variasi waktu (t) penarikan selama 2 detik, 6 detik, dan 10 detik (s).

Demikian pula halnya dengan penelitian Sajjad [11]. Pengujian dilakukan dalam kecepatan penarikan 5 cm/menit (0,083 mm/s), menghasilkan struktur HA yang lebih padat dan lapisan yang merata di permukaan material implan Ti-6Al-4V. HA yang digunakan yakni, HA komersil ditambah pelarut

additive P_2O_5 , Na_2CO_3 and KH_2PO_4 , dan retak tak ditemukan saat suhu sintering $600^{\circ}C$.



Gambar 3 ; permukaan Ti-6Al-4V ELI bebas retak

Sumber : Thick Hydroxyapatite Coating on Ti-6Al-4V through Dip Coating Method [11].

Kesimpulan

1. Metode pelapisan EPD menghasilkan lapisan yang belum merata ke seluruh permukaan Ti-6Al-4V ELI serta terdapat penumpukan HA di beberapa daerah permukaan. Tak hanya itu, di permukaan lapisan HA juga menunjukkan adanya beberapa keretakan. Semakin besar ukuran partikel pelapis, akan semakin banyak pula terjadi keretakan pada lapisan tersebut. Semakin besar ukuran partikel HA, maka rongga (porositas) antar partikel akan semakin besar pula.
2. Metode pelapisan *Dip Coating* dapat mengontrol ketebalan lapisan HA yang diinginkan, yakni dengan cara memvariasikan waktu kecepatan penarikan material implan saat pencelupan. Semakin tinggi kecepatan penarikan, akan didapatkan lapisan HA yang lebih merata (tidak menumpuk) di seluruh permukaan, sehingga perlekatan Ti-6Al-4V dengan pelapis (substrat) HA semakin kuat, dan meminimalkan retak.

Referensi

- [1] R. Boyer, E.W. Collings, and G. Welsch. 2007. *Materials Properties Handbook: Titanium Alloys*. ISBN: 978-0-87170-481-8, Pp.120-122.
- [2] Kwok. 2009. *Characterization and Corrosion Behavior of Hydroxyapatite Coatings on Ti6al4v Fabricated by Electrophoretic Deposition*. Department

of Electromechanical Engineering, University of Macau, China.

[3] Zhang, Sam. 2013. *Hydroxyapatite Coatings for Biomedical Applications (Advances in Materials Science and Engineering)* 1st Edition, ISBN-13: 978-1439886939, Pp.169-173.

[4] Cheng. 2009. *Characterization and Corrosion Behavior Of Hydroxyapatite Coatings on Ti6al4v Fabricated by Electrophoretic Deposition*.

[5] Fernanda, Schünemanna, María.E, Galárraga. 2019. *Zirconia surface modifications for implant dentistry. Materials Science & Engineering*. Vol 98. pp. 1294–1305.

[6] Xia.W, L. Fu, H. Engqvist. 2017. *Critical cracking thickness of calcium phosphates biomimetic coating: Verification via a Singh-Tirumkudulu model*. *Ceram. Int.*, vol. 43, no. 17, pp. 15729–15734.

[7] Gnanavela.S, Ponnusamy.S, Mohanc.L, 2018. *Biocompatible response of hydroxyapatite coated on near-β titanium alloys. Biocatalysis and Agricultural Biotechnology*. Vol 15. pp. 364–369.

[8] Li JP, Habibovic P, van den Doel M, Wilson CE, de Wijn JR, van Blitterswijk CA, et al. 2007. *Bone ingrowth in porous titanium implants produced by 3D fiber deposition. Biomaterials*, 28:2810-20.

[9] Rachmawati, Dwi. 2019. *Efek Variasi Kecepatan Penarikan Terhadap Karakteristik Ti-6Al-4V Terlapis Hidroksiapatit-Gelatin Menggunakan Metode Dip Coating Sebagai Implan Tulang*. Universitas Airlangga. Surabaya.

[10] Nisa Mulya, Ahmad Fadli, Amun Amri. 2018. *Pengaruh Penambahan Hidroksiapatit dan Waktu Pencelupan Terhadap Pelapisan Stainless Steel 316L Dengan Metode Dip Coating*. Universitas Riau. Pekanbaru.

[11] Sajjad Jafari, Mohammad Mahdi Taheri, Jamaliah Idris. 2012. *Thick*

Hydroxyapatite Coating on Ti-6Al-4V through Dip Coating Method. Department of Materials Engineering, Universiti Teknologi Malaysia.

[12] Habibovic P, Barrère F, Blitterswijk CAV, Groot Kd, Layrolle P. 2002. Biomimetic hydroxyapatite coating on metal implants. *J Am Ceram Soc*;83:517-22.