

PELAPISAN HIDROKSIAPATIT PADA PADUAN TITANIUM DENGAN ELECTROPHORETIC DEPOSITION (EPD) UNTUK IMPLAN ORTOPEDI

Gunawarman^{1*}, Jon Affi¹, Zulkifli Amin¹, Nuzul Ficky Nuswantoro², Dian Juliadmi², Hidayatul Fajri², Menkher Manjas², Netti Suharti², Djong Hon Tjong³

¹Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Andalas, Kampus UNAND LimauManis, Padang 25132

²Program Studi Doktor Ilmu Biomedik Fakultas Kedokteran Universitas Andalas, Padang

³Jurusan Biologi Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Andalas, Padang

*Corresponding: gunawarman@eng.unand.ac.id

Abstrak. Hidroksiapatit (HA) telah banyak digunakan sebagai material pelapis pada paduan titanium untuk meningkatkan bioaktivitas dan osseointegrasi dari implan logam untuk aplikasi ortopedik. Electrophoretic Deposition (EPD) merupakan salah satu metode pelapisan yang telah digunakan secara luas untuk melapisi material logam karena menggunakan peralatan yang relatif sederhana dan memiliki biaya yang rendah. Kualitas lapisan HA yang dihasilkan dapat dikontrol dengan mengatur besar voltase dan lama waktu pelapisan. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui nilai voltase dan lama waktu pelapisan yang paling optimal untuk 2 kandidat material implan baru Ti-12Cr dan Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr (TNTZ). Karakteristik fisik yang diamati adalah penambahan massa sampel setelah pelapisan, ketebalan lapisan HA, dan surface coverage dari lapisan HA yang dihasilkan pada kedua paduan titanium baru tersebut. Hasil dari penelitian ini menunjukkan bahwa terdapat perbedaan karakteristik fisik yang signifikan untuk tiap parameter proses pada kedua paduan titanium. Berdasarkan hasil penelitian ini, dapat direkomendasikan nilai voltase dan lama waktu pelapisan yang sesuai untuk standar implan ortopedik.

Kata kunci: Hidroksiapatit (HA), *Electrophoretic Deposition (EPD)*, Paduan Titanium, Ti-12Cr, Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr (TNTZ), Implan, Ortopedi

© 2019. BKSTM-Indonesia. All rights reserved

Pendahuluan

Hidroksiapatit (HA) telah banyak digunakan sebagai material implan karena memiliki sifat yang mirip dengan tulang manusia [1], [2]. HA juga dapat digunakan sebagai substrat pelapis untuk meningkatkan bioaktivitas dari material logam sehingga dapat dicapai osseointegrasi yang optimal [1]–[3]. Sifat bioaktivitas dari HA ditentukan oleh faktor kimiawi, faktor fisika, dan reaksi pertukaran ion antara HA dan cairan tubuh yang membentuk lapisan apatit yang ekuivalen dengan fasa mineral tulang manusia. Meskipun begitu, kerapuhan dari HA membuat material ini tidak dapat digunakan secara langsung sebagai pengganti tulang [4], [5]. Titanium paduan seperti Ti6Al4V, TNTZ, dan Ti12Cr digunakan sebagai material implan ortopedi karena memiliki sifat mekanis yang baik seperti kekuatan dan kelenturan yang tinggi, serta ketahanan korosi yang baik. TNTZ (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr) merupakan paduan titanium tipe β yang memiliki modulus Young hampir mendekati tulang kortikal dan mengandung unsur penyusun yang bebas racun maupun bahan penyebab alergi dan Ti12Cr merupakan paduan titanium tipe β dengan

modulus Young yang dapat diubah-ubah sesuai untuk aplikasi implan tulang belakang (spinal), sementara itu Ti6Al4V merupakan titanium paduan yang telah banyak digunakan sebagai material implan ortopedi pada umumnya [6], [7]. Meskipun begitu, sifat *inert* dari titanium membuat material ini belum bisa memicu osseointegrasi dengan baik dan selain itu juga masih ditemukan adanya korosi pada material ini dalam beberapa penelitian [8], [9]. Oleh karena itu, pelapisan HA pada material titanium paduan akan mengkombinasikan sifat mekanik yang baik dari titanium dan bioaktivitas yang tinggi dari HA untuk menghasilkan implan ortopedi yang lebih baik [10].

Electrophoretic Deposition (EPD) dipilih sebagai metode pelapisan HA karena memiliki beberapa kelebihan dibandingkan dengan metode pelapisan lainnya seperti kemampuan untuk melapisi material dengan bentuk yang kompleks, menggunakan instrumen yang relatif sederhana, dan juga menggunakan biaya yang relatif lebih murah, selain itu, metode ini dilakukan pada temperatur yang rendah (temperatur ruang) sehingga tidak akan menyebabkan kerusakan pada struktur kimiawi dari

partikel HA [11]–[15]. Pelapisan HA menggunakan EPD dilakukan dengan memanfaatkan aliran listrik yang mengalir melalui anoda dan katoda [16]. Kualitas lapisan HA yang dihasilkan dapat dilihat melalui pengukuran pertambahan massa sampel, ketebalan lapisan HA yang dihasilkan, dan *surface coverage* dari lapisan HA pada permukaan material titanium paduan. Seluruh parameter tersebut dapat dikontrol dengan mengatur besar voltase yang diberikan dan lama waktu pelapisan pada proses EPD [17]. Selain itu, ukuran partikel HA yang digunakan, topografi lapisan yang dihasilkan, kekasaran permukaan, dan ketebalan lapisan HA dapat mempengaruhi kemampuan dari implan yang sangat berkaitan dengan kemampuan untuk menghasilkan osseointegrasi yang optimal [18]. Meskipun begitu, di dalam penelitian ini, kami hanya memfokuskan pada pengaruh voltase dan lama waktu pelapisan pada proses EPD terhadap laju deposisi partikel HA pada permukaan titanium paduan yang direpresentasikan oleh pertambahan massa spesimen, ketebalan lapisan HA, dan *surface coverage* yang dihasilkan pada dua tipe titanium paduan yang baru, yaitu Ti12Cr dan TNTZ.

Metodologi Penelitian

Sampel yang digunakan dalam penelitian ini adalah dua jenis titanium paduan yaitu TNTZ dan Ti12Cr. Ti12Cr yang berbentuk plat dipotong menjadi ukuran 10 mm x 10 mm x 5 mm. Ti6Al4V yang berbentuk batangan dipotong menjadi ukuran 4 mm x 5 mm dan beberapa material dibubut menjadi sekrup tipe C3 dengan panjang 5 mm. TNTZ yang berbentuk batangan dipotong menjadi ukuran 5 mm x 5 mm dan beberapa material dibubut menjadi sekrup tipe C3 dengan panjang 5 mm. Kemudian seluruh material diberi perlakuan *solution treatment* yang dilakukan menggunakan tungku vakum dengan waktu *holding* 60 menit dan temperatur yang digunakan disesuaikan dengan jenis material yang akan diberi perlakuan kemudian diikuti dengan *water quenching*. Setelah itu, seluruh sampel dibersihkan menggunakan kertas amplas dengan *mess* 800-2000. Kemudian, proses *pre-treatment* dilakukan dengan merendam seluruh sampel menggunakan *ethanol* 96% diikuti dengan *acetone* di dalam *ultrasonic cleaner* masing-masing selama 15 menit. Selanjutnya, seluruh sampel direndam menggunakan asam nitrat (HNO_3) selama 15 menit diikuti dengan merendam dalam NaOH selama satu jam. Akhirnya, seluruh sampel dikeringkan dengan cara memanaskan selama 5 menit pada suhu 50°C.

Suspensi HA yang digunakan dibuat dengan cara mencampurkan 4 gram serbuk HA (SIGMA Aldrich, *crystalline 99.99%, particle size 10 μm*) ke

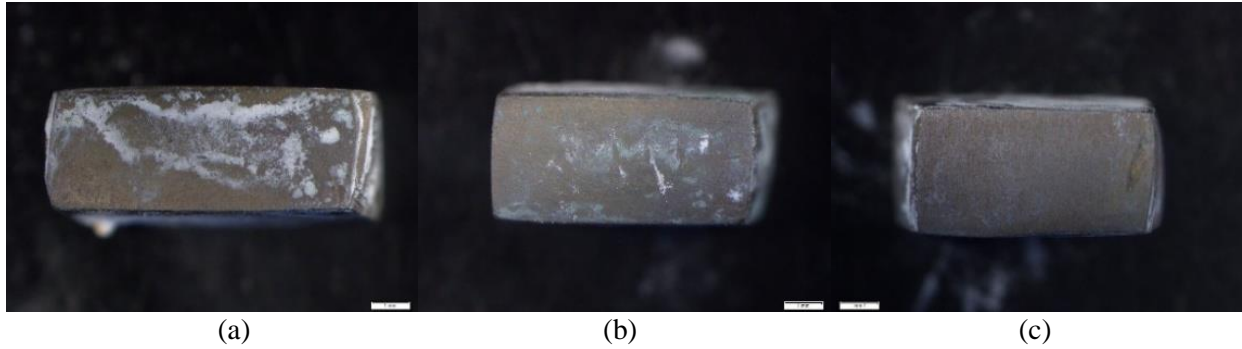
dalam 100 mL *ethanol* 96%. Suspensi HA kemudian diaduk menggunakan *magnetic stirrer* pada 100 rpm selama 60 menit dalam temperatur ruang untuk homogenisasi. Proses pelapisan HA menggunakan EPD dilakukan dengan cara menghubungkan *power supply* dengan batang karbon (katoda) dan sampel titanium paduan (anoda). Katoda dan anoda kemudian dicelupkan ke dalam suspensi HA yang terus diaduk menggunakan *magnetic stirrer*. Voltase yang digunakan adalah sebesar 3, 5, dan 7 volt, sementara lama waktu pelapisan yang digunakan adalah 3, 5, dan 7 menit. Pengukuran pertambahan massa sampel dilakukan dengan menghitung selisih massa sampel sebelum dan sesudah dilapisi dengan HA (setelah proses sintering). Ketebalan lapisan HA yang dihasilkan diukur menggunakan alat *Digital Coating Thickness Gauges* dengan cara menempelkan ujung sensor pada permukaan material yang telah dilapisi. Nilai *surface coverage* diukur menggunakan foto permukaan sampel yang telah diambil menggunakan mikroskop optik yang kemudian diolah menggunakan *software ImageJ*. Gambaran morfologi dari sampel diambil menggunakan mikroskop optik dan *Scanning Electron Microscopy* (SEM).

Hasil dan Pembahasan

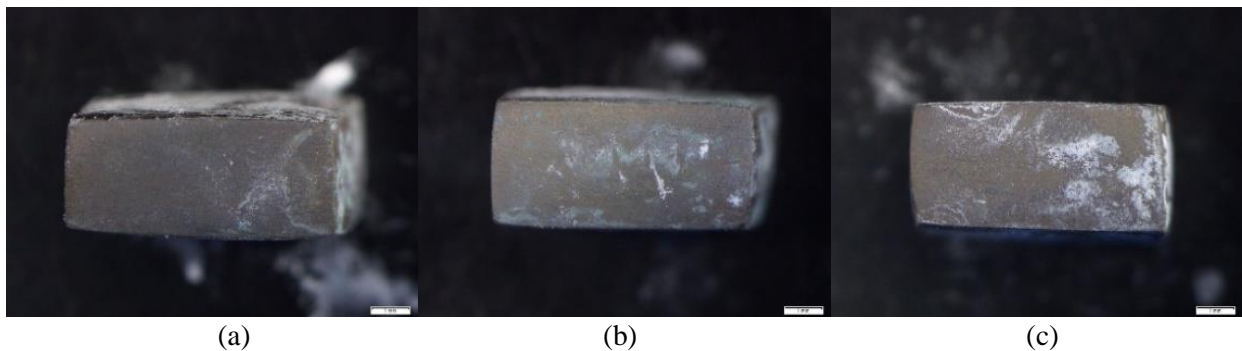
Gambar 1 menunjukkan gambaran morfologi dari plat Ti12Cr yang diamati menggunakan mikroskop optik setelah dilapisi dengan partikel HA menggunakan metode EPD dengan voltase 3, 5, dan 7 volt selama 5 menit. Gambar 2 menunjukkan gambaran morfologi permukaan plat Ti12Cr yang dilapisi partikel HA menggunakan metode EPD dengan lama waktu pelapisan 3, 5, dan 7 menit pada voltase 5 volt. Berdasarkan gambar dapat dilihat bahwa seluruh sampel dari kelompok perlakuan telah terlapisi oleh partikel HA dengan ketebalan lapisan yang cukup tipis namun belum terlihat adanya perbedaan yang signifikan antara sampel dari masing-masing kelompok perlakuan, meskipun begitu, pada beberapa sampel terlihat adanya aglomerasi partikel HA seperti yang terlihat pada Gambar 1 (a) dan (b) serta Gambar 2 (b) dan (c). Hasil ini mengindikasikan bahwa terdapat pengaruh nilai voltase dan lama waktu pelapisan dari proses EPD terhadap lapisan HA yang dihasilkan pada permukaan Ti12Cr, meskipun masih terlihat sebagai korelasi yang lemah, hasil pengamatan morfologi ini menunjukkan bahwa voltase rendah cenderung akan menghasilkan lapisan HA yang mudah untuk teraglomerasi dan menumpuk pada beberapa bagian permukaan material sementara voltase yang lebih tinggi akan menghasilkan lapisan HA yang cenderung merata. Sementara itu, waktu

pelapisan yang lebih lama akan menghasilkan lapisan HA dengan partikel yang cenderung teraglomerasi dan lama waktu pelapisan yang lebih singkat akan menghasilkan lapisan HA yang cenderung merata. Beberapa penelitian juga menunjukkan hasil yang sama. Voltase dan lama

waktu pelapisan akan memberikan pengaruh yang besar terhadap kualitas lapisan HA yang dihasilkan, terdapat titik optimal dari voltase yang harus diberikan agar dihasilkan lapisan HA yang sesuai dengan kebutuhan [19].



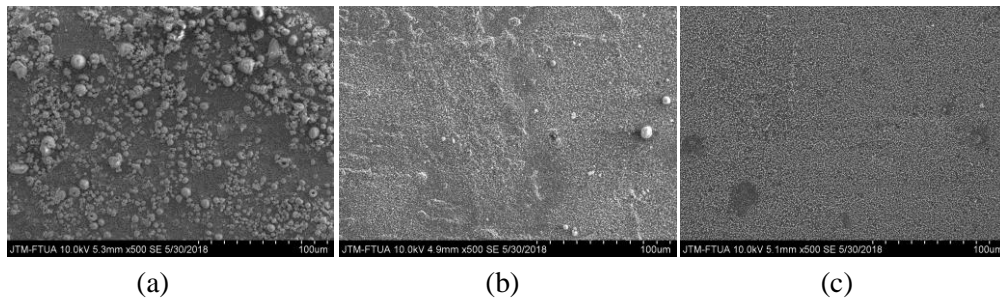
Gambar 1. Morfologi permukaan Ti12Cr setelah dilapisi HA menggunakan EPD pada voltase 3 volt (a), 5 volt (b), and 7 volt (c) yang diamati menggunakan mikroskop optik.



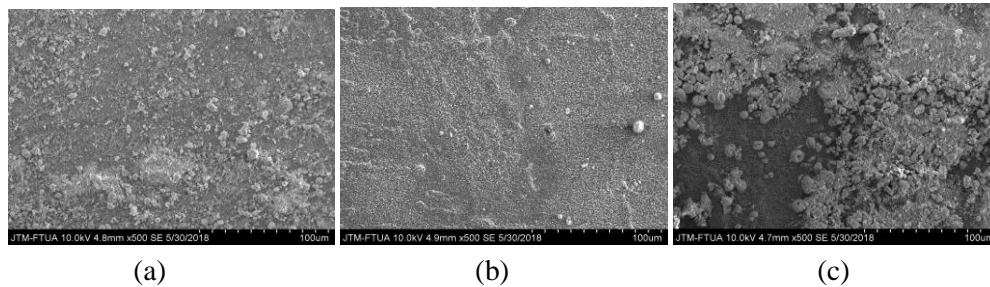
Gambar 2. Morfologi permukaan Ti12Cr setelah dilapisi HA menggunakan EPD dengan lama waktu 3 menit (a), 5 menit (b), and 7 menit (c) yang diamati menggunakan mikroskop optik.

Gambar 3 menunjukkan gambaran morfologi lapisan HA pada permukaan Ti12Cr setelah proses pelapisan menggunakan metode EPD pada voltase 3, 5, dan 7 volt selama 5 menit, dan Gambar 4 menunjukkan gambaran morfologi lapisan HA pada permukaan Ti12Cr setelah proses pelapisan menggunakan metode EPD selama 3, 5, dan 7 menit pada voltase 5 volt yang diamati dengan menggunakan SEM. Gambaran SEM ini menunjukkan adanya perbedaan yang signifikan pada sampel dari masing-masing kelompok perlakuan. Dapat dilihat bahwa peningkatan nilai voltase yang diberikan akan menghasilkan lapisan HA yang cenderung lebih merata sementara voltase yang lebih rendah akan menghasilkan lapisan yang kurang baik berdasarkan adanya penumpukan

partikel HA yang tidak merata pada beberapa bagian permukaan (Gambar 3). Sementara itu, pada kelompok perlakuan lama waktu pelapisan menunjukkan hasil yang berbanding terbalik dengan kelompok perlakuan voltase. Waktu pelapisan yang lebih lama akan menghasilkan lapisan HA yang kurang baik karena terdapat banyak sekali penumpukan dan aglomerasi partikel HA pada permukaan material sementara waktu pelapisan yang lebih singkat akan memberikan hasil yang lebih baik dengan partikel HA yang terdistribusi lebih merata dan tidak terdapat aglomerasi maupun keretakan (Gambar 4). Penelitian lainnya juga menunjukkan hasil yang sama dengan penelitian ini [20], [21].



Gambar 3. Morfologi permukaan Ti12Cr setelah dilapisi HA menggunakan EPD pada voltase 3 volt (a), 5 volt (b), and 7 volt (c) yang diamati menggunakan SEM.

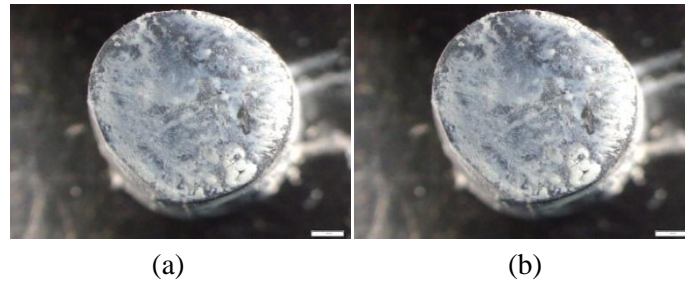


Gambar 4. Morfologi permukaan Ti12Cr setelah dilapisi HA menggunakan EPD dengan lama waktu 3 menit (a), 5 menit (b), and 7 menit (c) yang diamati menggunakan SEM.

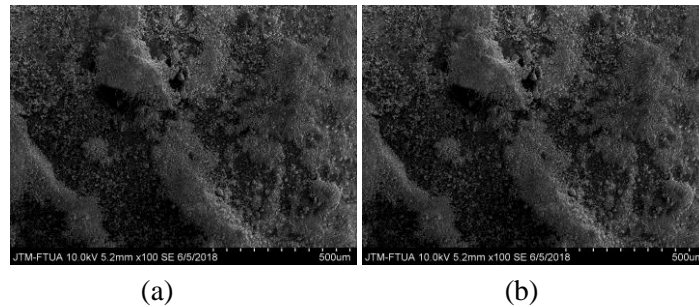
Gambar 5 dan 6 menunjukkan gambaran morfologi dari lapisan HA pada permukaan TNTZ yang diamati menggunakan mikroskop optik dan SEM. Gambar ini menunjukkan hasil pelapisan HA pada titanium TNTZ menggunakan EPD pada voltase 7 volt dan lama waktu pelapisan 7 menit. Gambar ini menunjukkan bahwa lapisan HA yang dihasilkan tidak merata. Lapisan HA yang dihasilkan pada material TNTZ menunjukkan hasil yang serupa dengan material Ti12Cr pada voltase dan lama waktu pelapisan yang sama, partikel HA pada permukaan material tidak terdistribusi secara merata dan terdapat banyak sekali aglomerasi. Selanjutnya, berdasarkan gambaran SEM, dapat dilihat bahwa sesungguhnya partikel HA telah melapisi seluruh bagian permukaan titanium TNTZ dan partikel HA yang menumpuk membentuk topografi seperti bukit dan lembah di atas partikel HA yang telah terdistribusi merata pada bagian bawah (Gambar 6). Hasil ini kemungkinan disebabkan oleh voltase yang diberikan relatif terlalu tinggi untuk partikel HA yang digunakan sehingga menyebabkan aglomerasi [20].

Selanjutnya, Gambar 7 menunjukkan gambaran morfologi dari lapisan HA pada permukaan sekrap

TNTZ setelah proses EPD pada voltase 3, 5, dan 7 volt selama 5 menit. Berdasarkan gambar dapat dilihat bahwa peningkatan nilai voltase dalam proses EPD akan menghasilkan lapisan HA yang tebal dan terdistribusi secara merata. Sampel dari kelompok perlakuan voltase rendah (3 volt) menunjukkan lapisan HA yang terdistribusi kurang merata dan memiliki *surface coverage* yang jauh lebih rendah dibandingkan dengan sampel dari kelompok dengan voltase yang lebih tinggi. Sementara itu, sampel dengan voltase tinggi cenderung memiliki lapisan HA yang terdistribusi secara merata dan tidak terlihat adanya celah kosong. Lebih jauh lagi, sampel dari kelompok perlakuan lama waktu pelapisan menunjukkan bahwa waktu pelapisan yang lebih lama akan menghasilkan lapisan HA yang cenderung lebih tebal meskipun di dalam voltase yang konstan sebagaimana peningkatan nilai voltase di dalam waktu yang konstan. Hasil ini mengindikasikan bahwa peningkatan lama waktu pelapisan akan juga akan meningkatkan deposisi partikel HA pada permukaan material titanium sehingga akan menghasilkan lapisan yang tebal (Gambar 8). Penelitian lainnya juga menunjukkan hasil yang relatif sama dengan hasil dari penelitian ini [22].



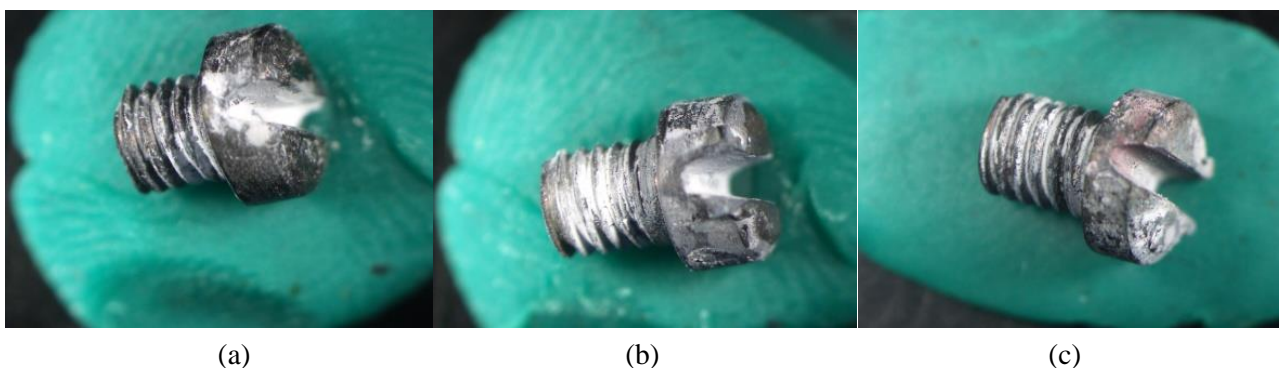
Gambar 5. Morfologi permukaan TNTZ setelah dilapisi HA menggunakan EPD pada voltase 7 volt (a) dan lama waktu pelapisan 7 menit (b) yang diamati menggunakan mikroskop optik.



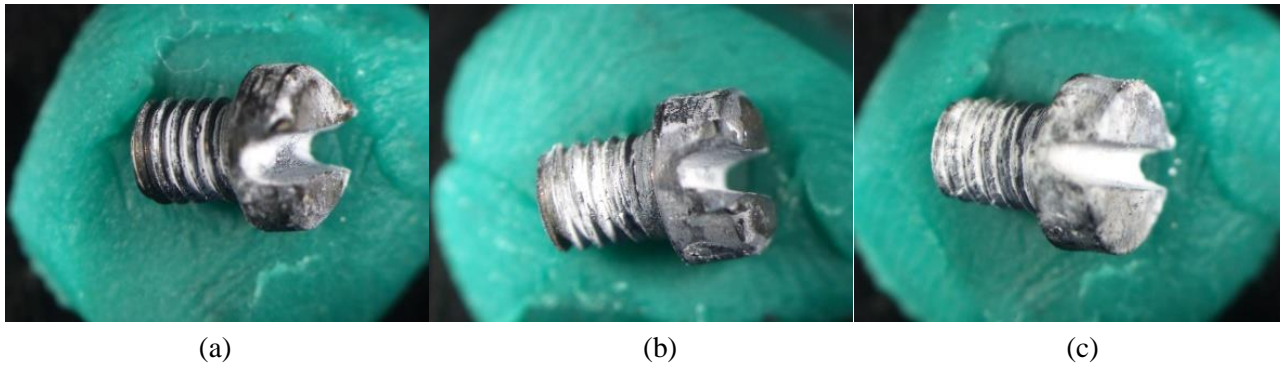
Gambar 6. Morfologi permukaan TNTZ setelah dilapisi HA menggunakan EPD pada voltase 7 volt (a) dan lama waktu pelapisan 7 menit (b) yang diamati menggunakan SEM.

Secara keseluruhan, gambaran morfologi dari lapisan HA pada permukaan titanium paduan Ti12Cr dan TNTZ baik yang diamati menggunakan mikroskop optik maupun SEM menunjukkan adanya pengaruh voltase dan lama waktu pelapisan pada proses EPD terhadap lapisan HA yang dihasilkan. Peningkatan besaran nilai voltase dan lama waktu pelapisan yang diberikan cenderung akan meningkatkan deposisi partikel HA pada permukaan material titanium paduan sehingga juga meningkatkan ketebalan dan *surface coverage* dari lapisan HA yang dihasilkan. Meskipun begitu, setiap material terlihat memiliki

respon yang berbeda-beda terhadap peningkatan voltase dan waktu pelapisan. Ti12Cr relatif lebih mudah untuk dilapisi dengan menggunakan metode EPD karena hanya membutuhkan voltase rendah dan waktu pelapisan yang singkat. Sementara itu, TNTZ memiliki nilai voltase dan lama waktu pelapisan yang optimal untuk menghasilkan lapisan HA yang paling baik dan sesuai dengan standar untuk aplikasi implan ortopedi [22], [24].



Gambar 7. Morfologi permukaan sekrup TNTZ setelah dilapisi HA menggunakan EPD pada voltase 3 volt (a), 5 volt (b), and 7 volt (c) yang diamati menggunakan mikroskop optik.



Gambar 8. Morfologi permukaan sekrup TNTZ setelah dilapisi HA menggunakan EPD dengan lama waktu 3 menit (a), 5 menit (b), and 7 menit (c) yang diamati menggunakan mikroskop optik.

Beberapa gambaran SEM dari sampel yang diberikan perlakuan voltase rendah dan waktu pelapisan yang lama menunjukkan hasil lapisan HA *amorphous* yang kemungkinan memiliki kristanilitas rendah sehingga kurang baik untuk implan. Di sisi lain, sampel yang diberi perlakuan voltase lebih tinggi dan waktu pelapisan yang optimal cenderung menghasilkan lapisan HA yang uniform dan biasanya memiliki kristalinitas yang tinggi. Selain itu, lapisan HA yang dihasilkan pada penelitian ini memiliki ketebalan yang sesuai sehingga akan memiliki kemampuan daya tahan korosi dan *shear strength* yang lebih baik ketika diaplikasikan pada implan ortopedi [23].

Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. Terdapat pengaruh jenis titanium paduan yang signifikan terhadap lapisan HA yang dihasilkan setelah proses EPD. Ti12Cr lebih mudah untuk dilapisi dengan HA menggunakan metode EPD dibandingkan dengan Ti6Al4V dan TNTZ.
2. Voltase dan lama waktu pelapisan merupakan faktor utama yang mempengaruhi kualitas lapisan HA yang dihasilkan setelah proses EPD, namun diperlukan suatu nilai optimal dari setiap parameter tersebut untuk setiap jenis titanium paduan yang berbeda.
3. Secara keseluruhan, lapisan HA yang dihasilkan pada penelitian ini telah sesuai dengan standar aplikasi implan ortopedi.

Ucapan Terima kasih

Corresponding author mengucapkan terimakasih kepada Kementerian Riset, Teknologi dan Pendidikan Tinggi Republik Indonesia atas dukungan finansial dibawah hibah Penelitian Berbasis Kompetensi (PBK) dengan nomor kontrak no. T/5/UN.16.17/PT.01.03/PT-MM/2019.

Daftar Pustaka

- [1] T. Sugiyama, Y. Miake, Y. Yajima, K. Yamamoto, and K. Sakurai, "Surface Observation of Thin Hydroxyapatite-Coated Implants at 80 Months After Insertion," *J. Oral Implantol.*, vol. XXXVII, no. Two, pp. 273–278, 2011.
- [2] L. T. De Jonge, S. C. G. Leeuwenburgh, J. G. C. Wolke, and J. A. Jansen, "Organic-inorganic surface modifications for titanium implant surfaces," *Pharm. Res.*, vol. 25, no. 10, pp. 2357–2369, 2008.
- [3] M. Y. El-gammal, N. Y. El-gammal, O. N. Fadhil, and O. M. Maria, "Biological reactions to different dental implant surface treatments," *Int. J. Contemp. Dent. Med. Rev.*, vol. 2015, 2016.
- [4] B. G. X. Zhang, D. E. Myers, G. G. Wallace, M. Brandt, and P. F. M. Choong, "Bioactive Coatings for Orthopaedic Implants — Recent Trends in Development of Implant Coatings," *Int. J. Mol. Sci.*, vol. 15, pp. 11878–11921, 2014.
- [5] M. Morra, "Biochemical modification of titanium surfaces: Peptides and ECM proteins," *Eur. Cells Mater.*, vol. 12, pp. 1–15, 2006.
- [6] C. Oldani and A. Dominguez, "Titanium as a Biomaterial for Implants," in *Recent Advances in Arthroplasty*, S. Fokter, Ed. Rijeka, Shanghai: InTech, 2012, pp. 149–162.
- [7] Gunawarman, M. Niinomi, D. Eylon, S. Fujishiro, and C. Ouchi, "Effect of b Phase Stability at Room Temperature on Mechanical Properties in b -Rich a % b Type Ti – 4 . 5Al – 3V – 2Mo – 2Fe Alloy," *ISIJ Int.*, vol. 42, no. 2, pp. 191–199, 2002.
- [8] Y. Förster *et al.*, "Surface modification of implants in long bone.," *Biomatter*, vol. 2,

- no. 3, pp. 149–157, 2012.
- [9] E. Kato, M. Yamada, and K. Sakurai, “Retrospective clinical outcome of nanopolymeric crystalline hydroxyapatite-coated and anodic oxidized titanium implants for 10 years,” *J. Prosthodont. Res.*, vol. 59, no. 1, pp. 62–70, 2015.
- [10] N. Safuan, I. Sukmana, M. R. A. Kadir, and D. Noviana, “The Evaluation of Hydroxyapatite (HA) Coated and Uncoated Porous Tantalum for Biomedical Material Applications,” *ScieTech. J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 495, 2014.
- [11] R. Bosco, J. Van Den Beucken, S. Leeuwenburgh, and J. Jansen, “Surface Engineering for Bone Implants: A Trend from Passive to Active Surfaces,” *Coatings*, vol. 2, no. 4, pp. 95–119, 2012.
- [12] N. F. Nuswantoro, Gunawarman, M. R. Saputra, I. P. Nanda, M. H. Idris, and A. Arafat, “Microstructure Analysis of Hydroxyapatite Coating on Stainless Steel 316L Using Investment Casting Technique for Implant Application,” *Int. J. Adv. Sci. Eng. Informational Technol.*, vol. 8, no. 5, pp. 2168–2174, 2018.
- [13] E. Mohseni, E. Zalnezhad, and A. R. Bushroa, “Comparative Investigation on the Adhesion of Hydroxyapatite coating on Ti-6Al-4V Implant: A Review Paper,” *Int. J. Adhes. Adhes.*, 2013.
- [14] N. F. Nuswantoro, I. Maulana, H. T. Djong, M. Manjas, and Gunawarman, “Hydroxyapatite Coating on New Type Titanium , TNTZ , Using Electrophoretic Deposition,” *J. Ocean. Mech. Aerosp.*, vol. 56, no. 1, pp. 1–4, 2018.
- [15] A. Araghi and M. J. Hadianfard, “Fabrication and characterization of functionally graded hydroxyapatite/TiO₂ multilayer coating on Ti-6Al-4V titanium alloy for biomedical applications,” *Ceram. Int.*, 2015.
- [16] D. Juliadmi, V. R. Fauzi, Gunawarman, H. Nur, and M. H. Idris, “Hydroxyapatite Coating on Titanium Alloy Ti-6Al-4V with Electrophoretic Deposition (EPD) for Dental Root Application,” *Int. J. Adv. Sci. Eng. Informational Technol.*, vol. 7, no. 6, pp. 2152–2158, 2017.
- [17] M. Farrokhi-rad, S. K. Loghmani, T. Shahrabi, and S. Khanmohammadi, “Electrophoretic deposition of hydroxyapatite nanostructured coatings with controlled porosity,” *J. Eur. Ceram. Soc.*, vol. 34, no. 1, pp. 97–106, 2014.
- [18] A. Jemat, M. J. Ghazali, M. Razali, and Y. Otsuka, “Surface modifications and their effects on titanium dental implants,” *Biomed Res. Int.*, vol. 2015, pp. 1–11, 2015.
- [19] A. R. Boccaccini, S. Keim, R. Ma, Y. Li, and I. Zhitomirsky, “Electrophoretic deposition of biomaterials,” *J. R. Soc. Interface*, vol. 7, pp. S581–S613, 2010.
- [20] X. Meng, T. Kwon, Y. Yang, J. L. Ong, and K. Kim, “Effects of Applied Voltages on Hydroxyapatite Coating of Titanium by Electrophoretic Deposition,” *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.*, vol. 78B, pp. 373–377, 2006.
- [21] Z. Feng and Q. Su, “Electrophoretic Deposition of Hydroxyapatite Coating,” *J Mater Sci Technol*, vol. 19, no. 1, pp. 30–32, 2003.
- [22] R. Drevet, N. Ben Jaber, J. Fauré, A. Tara, A. B. C. Larbi, and H. Benhayoune, “Electrophoretic deposition (EPD) of nano-hydroxyapatite coatings with improved mechanical properties on prosthetic Ti6Al4V substrates,” *Surf. Coat. Technol.*, pp. 1–6, 2015.
- [23] E. Mohseni, E. Zalnezhad, and A. R. Bushroa, “Comparative investigation on the adhesion of hydroxyapatite coating on Ti – 6Al – 4V implant : A review paper,” *Int. J. Adhes. Adhes.*, vol. 48, pp. 238–257, 2014.
- [24] V. O. Kollath *et al.*, “AC vs . DC Electrophoretic Deposition of Hydroxyapatite on Titanium,” *J Eur Ceram Soc*, pp. 1–12, 2013.