

Potensi Hidroksiapatit Nano pada Dental Implan

Riza Muharni^{1*}, Ade Usra Berli², Aminar Sutra Dewi³, Yuli Yetri⁴, Femi Earnestly⁵

*Email corresponding author: rizamuharni12@gmail.com

^{1,2,5} Departemen Teknik Mesin Fakultas Teknik, Universitas Muhammadiyah Sumatera Barat,
Jl. Bypass Aur Kuning NO. 1 Bukit Tinggi, Sumatera Barat

³ Sekolah Tinggi Ilmu Ekonomi KBP, Jl. Khatib Sulaiman N0.61 Padang

⁴ Departemen Teknik Mesin, Politeknik Negeri Padang.

Article history: Received: 9 Juli 2023 | Revised: 29 Oktober 2023 | Accepted: 31 Oktober 2023

Abstract. Hydroxyapatite (HA) known as $Ca_{10}[PO_4]_6[OH]_2$ was a calcium phosphate crystal found in the extracellular matrix of bone tissue and synthesized as implant coating material, especially Titanium. This synthetic hydroxyapatite material was osteoconductive which could stimulate the formation of new tissue in the mechanism of bone repair. Titanium alloys were materials used in dentistry as wires and dental implant because of their good biocompatibility properties. When Titanium was implanted in the bone, the surrounding tissue would react and the bone strength was great. Titanium based dental implants activated the immune system which caused a reaction between the host and hydroxyapatite. Hydroxyapatite was designed in the form of composites and polymers consisting of organic and inorganic material and chitosan so that hydroxyapatite was non-toxic and non-carcinogenic. To prove this, the researchers discussed the potential of nano hydroxyapatite in dental implants which aimed to determine the chemical composition of metals in artificial saliva after immersion using XRF (X-Ray Fluorescence) equipment. The result was that the highest element was Mg at 55,850 % and the lowest was Ti at 0,035 %, this shows that there are no elements that harm the body.

Keywords - Hydroxyapatite Nano, Dental Implants, Titanium alloys, Chemical composition

Abstrak. Hidroksiapatit $Ca_{10}[PO_4]_6[OH]_2$ adalah kristal kalsium fosfat yang terdapat pada matriks ekstraseluler jaringan tulang dan disintesis sebagai material pelapis implan khususnya Titanium. Material sintetik hidroksiapatit ini bersifat osteokonduktif yang dapat menstimulasi pembentukan jaringan baru pada mekanisme perbaikan tulang. Paduan Titanium digunakan sebagai implan dan kawat gigi dalam kedokteran gigi karena memiliki sifat biokompabilitas yang baik. Ketika Titanium ditanamkan dalam tulang, jaringan sekitar akan bereaksi dan kekuatan ikatan tulang besar. Pemasangan implan gigi berbahan dasar Titanium mengaktifasi sistem imun yang menimbulkan reaksi antara host dan hidroksiapatit. Hidroksiapatit didesain dalam bentuk komposit dan polimer yang terdiri dari bahan organik dan inorganik serta kitosan sehingga hidroksiapatit tidak beracun dan tidak carcinogen. Untuk membuktikan hal tersebut peneliti membahas tentang Potensi Hidroksiapatit Nano Pada Dental Implan yang bertujuan untuk mengetahui komposisi kimia larutan dalam air ludah buatan setelah perendaman dengan menggunakan XRF (X-Ray Fluorescences). Hasilnya didapat unsur tertinggi Mg sebesar 55,850 % dan unsur terendah Ti sebesar 0,035 %. Hal ini menunjukkan tidak terdapat unsur yang membahayakan tubuh.

Kata Kunci - Hidroksiapatit Nano, Dental Implan, Paduan Titanium, Komposisi Kimia.

PENDAHULUAN

Hidroksiapatit (HA) dikenal dengan $Ca_{10}[PO_4]_6[OH]_2$ merupakan kristal kalsium fosfat ditemukan pada matriks ekstraseluler jaringan tulang dan disintesis sebagai material pelapis implan khususnya Titanium [1][2]. Material sintetik hidroksiapatit ini bersifat osteokonduktif yang dapat menstimulasi pembentukan jaringan baru pada mekanisme perbaikan tulang. Hidroksiapatit memiliki kemiripan dengan komponen mineral anorganik tulang dan gigi dimana 65% mineral anorganik tulang tersusun atas hidroksiapatit [3][4].

Keunggulan dari hidroksiapatit yaitu biokompabilitas, bioaktif, osteokonduktifitas dan bioafinitas yang baik untuk pelapisan implan gigi dan pengganti tulang yang patah [5][6]. Karakteristik hidroksiapatit nano sangat baik untuk merespon sel dan mekanisme penyembuhan [7].

Pemasangan implan gigi berbahan dasar titanium mengaktifasi sistem imun yang menimbulkan reaksi antara host dan hidroksiapatit [8]. Hidroksiapatit didesain dalam bentuk komposit dan polimer yang terdiri dari bahan organik dan inorganik serta kitosan sehingga hidroksiapatit tidak beracun dan tidak carcinogen. Untuk membuktikan hal tersebut peneliti membahas tentang Potensi Hidroksiapatit Nano Pada Dental Implan yang bertujuan untuk mengetahui komposisi kimia larutan logam dalam air ludah buatan setelah perendaman.

Dental Implan

Implan merupakan pengganti jaringan yang rusak akibat penyakit ataupun trauma sebagai filler atau support fase penyembuhan [8]. Material implan umumnya terbuat dari paduan titanium yang dilapisi hidroksiapatit [9].

Paduan titanium merupakan salah satu bahan implan yang baik dari logam lain, bersifat inert, osseointegritas serta tahan terhadap korosi yang tinggi [10][11]. Paduan titanium ini sangat populer di industri biomedik karena sifat padatnya yang rendah, kekuatan relatif tinggi, biokompabilitas yang sangat baik dan tahan terhadap korosi. Implan dalam tubuh manusia dapat mengalami proses korosi multi faktorial yang kompleks bergantung pada metalurgi, larutan kimia, mekanik dan geometric [10][12]. Keberhasilan implantasi bergantung pada biokimia, fisik, mekanik dan permukaan karakteristik topografi permukaan implant. Cairan air ludah dirongga mulut dapat mempengaruhi paduan titanium yang menimbulkan korosi [7][10].

Dental implan berguna untuk merehabilitasi kehilangan gigi, secara klinis dapat mengembalikan fungsi bicara, pengunyahan didalam rongga mulut dan mengurangi resiko terjadinya karies dan secara histologi ditandai dengan pertumbuhan tulang baru dan pembentukan ikatan pada permukaan implan [13].

Kelebihan dental implan yang terbuat dari paduan titanium dibandingkan logam lain [13] :

1. Melindungi jaringan lunak dalam rongga mulut dan tahan korosi.
2. Kekuatan tinggi dan berat jenis rendah.
3. Bertahan dalam jangka waktu yang lama dalam pemakaian.
4. Tahan suhu tinggi dan tidak toksik
5. Tidak menimbulkan alergi dan bersifat osseointegrasi

Kekurangan dental implan yang terbuat dari paduan titanium [13]:

1. Tidak dapat dibentuk dan diwarnai
2. Harga mahal
3. Paramagnet

Keunggulan dari biokompatibilitas adalah [13] :

1. Tidak ada efek sistemik.
2. Adaptasi material dengan respon imun baik.
3. Tidak menimbulkan efek samping dalam tubuh akibat adaptasi implan.

Hidroksiapatit Nano

Hidroksiapatit merupakan material yang bersifat bioaktif karena mirip dengan tulang dan gigi alami. Hidroksiapatit ini dapat mempercepat pertumbuhan tulang baru dan proses penyatuan tulang. Hidroksiapatit digunakan untuk memodifikasi permukaan logam paduan titanium yang bertujuan untuk meningkatkan sifat osteokonduktif, mempercepat adaptasi tulang dengan permukaan implan, kemurniannya bersifat kristalinitas [10]. Hidroksiapatit nano berfungsi meningkatkan bioaktifitas, interaksi molekuler dan osseointegrasi [2]. Partikel hidroksiapatit nano ini struktur lebih rata, homogen dan tidak terlalu tebal serta memiliki kemampuan interaksi yang baik dengan molekul tubuh seperti protein dan asam nukleat [7].

Titanium

Salah satu bahan material yang digunakan dalam kedokteran gigi yaitu sebagai kawat dan implan gigi adalah titanium karena memiliki sifat biokompabilitas yang baik, tidak menyebabkan hipersensitifitas dan tidak mengandung sensitizing elemen [13][14]. Apabila titanium ditanamkan pada tulang atau implan gigi maka akan mengaktifkan sistem imun pada tubuh yang menimbulkan reaksi pada jaringan sekitar dan kekuatan ikatan tulang besar [15][16].

Titanium alloy memiliki kekurangan yaitu kurang osseointegrasi dan kurang bioaktif sehingga dibutuhkan modifikasi permukaan implan dengan cara pelapisan hidroksiapatit [11]. Titanium yang dilapisi hidroksiapatit memiliki sifat bioaktifitas yang tinggi, sifat mekanik yang baik dan tahan terhadap korosi sehingga menghasilkan implan yang lebih baik [15].

METODE

Variabel Penelitian

Penelitian ini memiliki 2 variabel yaitu: Variabel tetap dan variabel bebas dimana material dikontrol konstan (tetap) dan waktu pengujian selama 6 minggu (1008 jam). Variabel bebas divariasikan sebagai berikut :

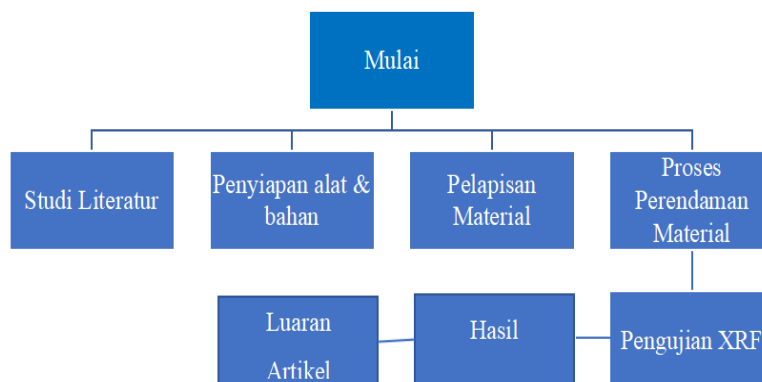
1. Material Ti6Al4V ELI dilapisi hidroksiapatit nano dan disintering.
2. Temperatur pengujian disesuaikan dengan kondisi mulut ketika seseorang mengkonsumsi makanan dan minuman panas atau dingin. Temperatur 20°C dan 60°C sebagai temperatur pengujian terhadap temperatur makanan dan minuman yang dapat dikonsumsi.

3. Pengujian ini dilakukan dalam 2 siklus yaitu 2 siklus untuk 2 minggu dan 6 siklus untuk 6 minggu agar didapat komposisi kimia dari material yang direndam air ludah buatan.

Prosedur Pengujian

1. Studi Literatur
Penulis mencari berbagai literatur yang mendukung penelitian ini melalui buku, jurnal dan internet serta berkonsultasi dengan pembimbing.
2. Persiapan Sampel
Material Ti6Al4V ELI awalnya berupa batangan dipotong dengan gerinda dengan ukuran 1,5 mm x 1 mm.
3. Pengamplasan Sampel
Pengamplasan dilakukan untuk menghaluskan permukaan material dan menghilangkan tegangan sisa dari gerinda. Amplas yang dipakai mesh 800, 1000 dan 1500. Amplas tersebut digunakan secara berurutan dari kekarasan mesh kecil sampai permukaan sampel halus dan bebas dari goresan (mengkilap).
4. Pembersihan Sampel
Material yang sudah mengkilat dicuci dengan menggunakan air biasa dan dilakukan pembersihan tahap kedua pada material dengan menggunakan mesin ultrasonik. Material direndam dengan larutan metanol dengan pH larutan 7.33, setelah itu dilakukan pembersihan selama 15 menit dengan memanfaatkan gelombang ultrasonik.
5. Pelapisan dengan menggunakan metode electro phoretic deposition
Setelah material Ti6Al4V ELI bersih dari kotoran dan dikeringkan dengan mesin Stiring Hot Plate. Pada saat Stiring Hot Plate bekerja, dilakukan pencampuran HA dan etanol dengan perbandingan 50 ml etanol dan 1.25 gr HA hingga terbentuk larutan HA dengan pH 7 normal.
6. Proses Sintering
Proses sintering bertujuan untuk meningkatkan bonding antara HA dengan Ti6Al4V ELI agar lebih kuat dan tidak mudah terlepas. HA yang telah dilapisi dikeringkan diudara temperatur kamar selama 24 jam kemudian divakum 800°C dengan pemanasan 100°C/h selama 1 jam dengan tingkat pendinginan 100°C/h.
7. Penyiapan Larutan Artificial Saliva
Larutan artificial saliva merupakan air liur sintetis sebagai media rendam material yang dibuat dengan mereaksikan zat kimia tertentu dengan komposisi tertentu sehingga kondisinya mirip dengan air liur manusia.
8. Variasi Frekuensi Siklus Pengujian
Pengujian perilaku korosi ini dilakukan selama 6 minggu dengan memvariasikan frekuensi siklus panas–dingin pada material. Penelitian ini terdiri dari 2 siklus yaitu 2 Siklus dan 6 siklus dimana temperatur yang digunakan 20°C dan 60°C sebagai perwakilan panas dan dingin.
9. Skematik Pengujian
 - a. Metoda Immersion test (metoda uji rendam)
 - b. Pengamatan dengan Mikroskop Optik
 - c. XRF (X- ray fluorescence)

Bagan Penelitian



Gambar 1. Diagram alir penelitian

Pada gambar 1 dapat dilihat diagram alir dari penelitian dimulai dengan literatur yang berhubungan dengan penelitian melalui buku, jurnal dan internet. Kemudian mempersiapkan alat dan bahan material dimana material dipotong dengan gerinda dan diamplas sampai halus permukaannya kemudian material tersebut dibersihkan dengan

mesin ultrasonik dan dilakukan pelapisan material dengan metode Electro phoretis Deposition (EPD) dengan variasi waktu dan tegangan yang sama.

Pengamatan hasil permukaan yang terlapisi dilakukan dengan mikroskop stereo untuk menghitung persentase permukaan yang tertutup hidroksiapatit dan pengukuran ketebalan yang dihasilkan dari pelapisan hidroksiapatit pada sampel. Proses sintering dilakukan untuk meningkatkan ikatan antar partikel hidroksiapatit dengan permukaan sampel yang telah dilapisi. Setelah sintering dilakukan perendaman dengan larutan Artificial Saliva buatan dengan metoda imersi dengan temperatur berfluktuasi pada 20°C dan 60°C dalam waktu 6 minggu. Setelah itu menganalisa komposisi larutan dari sampel dengan XRF.

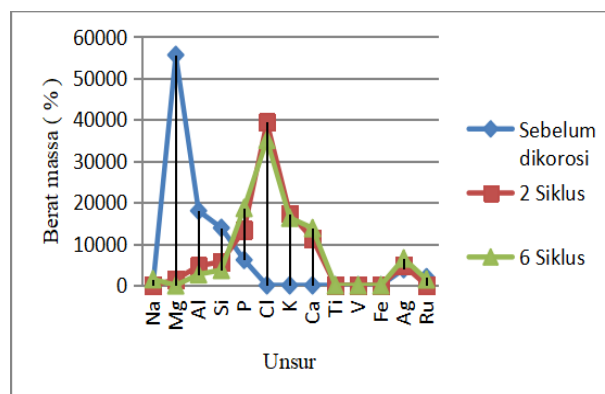
HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengujian komposisi larutan artificial saliva yang direndam selama 6 minggu dapat dilihat pada tabel 1.

Tabel 1. Komposisi kimia larutan artificial saliva

No	Unsur	Berat Massa (%)		
		Sebelum dikorosi	2 Siklus Siklus Tertinggi	6 Siklus Siklus Terendah
1.	Na	0.155	0.713	1.475
2.	Mg	55.580	1.373	0
3.	Al	17.988	4.693	2.665
4.	Si	13.858	5.680	3.718
5.	P	6.135	13.420	18.670
6.	Cl	0.098	39.387	35.101
7.	K	0	17.354	16.303
8.	Ca	0	11.241	13.802
9.	Ti	0.045	0.312	0.035
10.	V	0.135	0.025	0.065
11.	Fe	0.150	0.947	0.265
12.	Ag	3.905	4.855	6.478
13.	Ru	1.951	0	1.423
Jumlah		100	100	100

Pada tabel 1 dapat dilihat bahwa sebelum sampel dikorosi unsur tertinggi terdapat pada Mg sebesar 55,580 % dan terendah Ti sebesar 0,045 %. Setelah dikorosi untuk 2 siklus, unsur tertinggi terdapat pada Cl sebesar 39,387 % dan terendah pada V sebesar 0,025 % sedangkan untuk 6 siklus, unsur tertinggi terdapat pada Cl sebesar 35,101 % dan terendah pada Ti sebesar 0,035 %. Hal ini menunjukkan tidak ada unsur yang membahayakan tubuh. Hal ini sesuai dengan penelitian S. Anderson bahwa setiap kenaikan suatu unsur diikuti penurunan unsur lainnya dan persentasi kelarutan jumlahnya 100 % [12].



Gambar 2. Grafik komposisi kimia larutan saliva buatan

Pada gambar 2 dapat dilihat bahwa komposisi kimia larutan saliva buatan yang terkorosi, unsur tertinggi terdapat pada Mg yaitu 55,580 % sebelum dikorosi dan unsur terendah terdapat pada Ti yaitu 0,035 % pada 6 siklus.

KESIMPULAN

Pada penelitian ini dapat disimpulkan bahwa semakin lama waktu perendaman maka semakin menurun nilai unsur-unsur yang terkandung dalam larutan artificial saliva. Pengurangan unsur – unsur tersebut terjadi karena adanya reaksi antara unsur – unsur tersebut dengan hidroksiapatit nano. Dimana unsur tertinggi terdapat pada Mg sebesar 55,850 % dan terendah Ti sebesar 0,035 %. Hal ini menunjukkan tidak ada unsur yang membahayakan tubuh.

REFERENSI

- [1] F Nurfiana, "Synthesis and characterization of hydroxyapatite from duck eggshell modified silver by gamma radiolysis method Synthesis and characterization of hydroxyapatite from duck eggshell modified silver by gamma radiolysis method," *J. Phys.*, 2020, doi: 10.1088/1742-6596/1436/1/012099.
- [2] R. Muharni, Gunawarman, and Y. Yetri, "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.
- [3] S. Dan, K. Hidroksiapatit, H. Dari, I. A. Suci, and Y. D. Ngapa, "CANGKANG KERANG ALE-ALE MENGGUNAKAN METODE PRESIPITASI DOUBLE STIRRING," vol. 8, pp. 73–81, 2020.
- [4] M. Halik, N. Annisa, Sudirman, and Subaer, "Synthesis and Characterization of Hydroxyapatite from Calcium Oxide (CaO) Nanoparticles Eggshell for Dental Implant Applications," *Pros. Pertem. Ilm. XXIX HFI Jateng DIY*, no. 3, pp. 124–127, 2015.
- [5] D. Juliadmi, Harlendri, D. Hon Tjong, M. Manjas, and 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, no. 1, 2019, doi: 10.1088/1757-899X/547/1/012005.
- [6] O. Jongprateep, B. Inseemesak, R. Techapiesancha-, A. Bansiddhi, and M. Vijarnsorn, "Effects of surface modification processes on the adhesion of hydroxyapatite layers coated onto titanium substrates," vol. 29, no. 4, pp. 69–79, 2019, doi: 10.14456/jmmm.2019.49.
- [7] R. Muharni and A. S. Dewi, "Perilaku Korosi Paduan Titanium Ti6Al4V ELI Dilapisi Biokeramik pada Cairan Modifikasi Air Ludah Buatan pada Temperatur yang Berfluktuasi," vol. 6, no. 2, pp. 4–8, 2021.
- [8] 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.
- [9] B. Gunawarman, T. Akahori, J. Takeda, and H. Toda, "Mechanical properties of Ti–4.5Al–3V–2Mo–2Fe and possibility for healthcare applications," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 25, no. 3, pp. 296–303, May 2005, doi: 10.1016/J.MSEC.2004.12.012.
- [10] J. Affi, F. Ihsan, H. Fajri, and Gunawarman, "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] D. P. Utami, D. J. Indrani, and Y. K. Eriwati, "Laporan penelitian Peran metode modifikasi permukaan implan terhadap keberhasilan osseointegrasi," pp. 95–101, 2019, doi: 10.24198/jkg.v3i12.17967.
- [12] S. Anderson, A. Satria, P. Amin, J. Affi, and Y. Yetri, "Corrosion Characteristics Of Titanium TNTZ And Ti-6Al-4V ELI In Artificial Saliva Solution At Human Body Temperature," no. 04, pp. 240–245, 2021.
- [13] C. Yulian, "Biokompatibilitas Material Titanium Implan Gigi," *IDJ*, vol. 8, no. November, pp. 53–58, 2019.
- [14] J. Affi et al., "PELAPISAN HIDROKSIAPATIT PADA PADUAN TITANIUM DENGAN ELECTROPHORETIC DEPOSITION (EPD) UNTUK IMPLAN ORTOPEDI," pp. 9–10, 2019.
- [15] 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.
- [16] B. I. Baddar, A. Shah, H. M. Ayu, R. Daud, and M. S. Dambatta, "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.

Halaman ini sengaja dikosongkan
(This page is intentionally left blank)