

The evolution of surface roughness and dimensional changes in AZ31B magnesium alloy plate during electropolishing

Budi Arifvianto*, Bahtiar Rahmat, Urip Agus Salim, Suyitno, Muslim Mahardika

Centre for Innovation of Medical Equipment and Devices (CIMEDs),
Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada
Jl. Grafika 2 Yogyakarta 55281

*Corresponding author: budi.arif@ugm.ac.id; b.arifvianto@gmail.com

Abstract. Surface roughness has been considered as one of the most critical parameters which determine degradation rates of magnesium (Mg) based biomedical implants. An appropriate surface finish should therefore be applied to obtain Mg-based implants with a roughness that will lead to acceptable degradation rates in biological environment. In this research, electropolishing is conducted as a surface finish of a machined AZ31B Mg alloy plate and the evolution of surface roughness and dimensional changes that occurred in this plate during the treatment were then studied. The result shows that the electropolishing for 30 min could decrease the roughness of Mg alloy plate from $R_a = 3.92 \mu\text{m}$ to $2.32 \mu\text{m}$. Meanwhile, the width and thickness of the plate reduced up to 6% and 25%, respectively, but the diameter of a hole located at the plate increased by ~13% with the electropolishing for the same duration. A series of electron micrographs was also presented in this paper to indicate the changes in surface morphology of the alloy due to the electropolishing. In conclusion, the electropolishing is indeed a promising technique for surface finish of Mg based implants, but it should be well controlled with regard to the dimensional changes that occurred in the treated materials.

Abstrak. Kekasaran permukaan merupakan salah satu parameter kritis yang menentukan laju degradasi produk implan biomedis yang terbuat dari magnesium (Mg) dan paduannya. Oleh karenanya, pengerjaan akhir permukaan material yang tepat harus diterapkan untuk mendapatkan implan biomedis berbasis Mg yang memiliki kekasaran permukaan dan laju degradasi dalam lingkungan biologis yang sesuai dengan persyaratan. Dalam penelitian ini, elektropoles dilakukan sebagai teknik pengerjaan akhir permukaan paduan Mg AZ31B yang sebelumnya telah diproses dengan mesin fris. Selanjutnya, evolusi kekasaran, morfologi permukaan, serta perubahan dimensi dan ukuran lubang akibat elektropoles pada pelat paduan Mg tersebut dikaji. Hasil penelitian menunjukkan bahwa elektropoles selama 30 menit dapat menurunkan kekasaran permukaan paduan Mg AZ31B dari $R_a = 3,92 \mu\text{m}$ menjadi $2,32 \mu\text{m}$. Sementara itu, lebar dan tebal pelat berkurang sebesar 6% dan 25%, serta diameter lubang pada pelat bertambah besar hingga 13% akibat elektropoles selama 30 menit. Serangkaian foto mikrograf juga disajikan dalam artikel ini untuk menunjukkan perubahan morfologi permukaan paduan Mg akibat elektropoles. Berdasarkan hasil-hasil penelitian ini, dapat disimpulkan bahwa elektropoles merupakan teknik pengerjaan akhir permukaan yang menjanjikan untuk pemrosesan implan biomedis berbasis Mg atau paduannya, tetapi parameter operasi teknik ini harus dikendalikan terkait dengan perubahan dimensi yang terjadi pada material.

Kata kunci: elektropoles, paduan magnesium AZ31B, permukaan, kekasaran, dimensi.

© 2019. BKSTM-Indonesia. All rights reserved

Pendahuluan

Pelat osteosintesis adalah sejenis produk peralatan kesehatan yang digunakan sebagai alat bantu fiksasi dan rekonstruksi tulang yang patah. Dalam beberapa dekade terakhir, magnesium (Mg) dan paduannya telah dikenal sebagai salah satu material logam yang potensial sebagai bahan baku pembuatan pelat osteosintesis. Hal ini berkaitan dengan kekuatan spesifik Mg dan paduannya yang tinggi serta kemampuan degradasinya dalam

lingkungan biologis [1-3]. Kemampuan degradasi ini membuat pelat osteosintesis tidak perlu dilepas lagi setelah proses penyembuhan tulang selesai. Meski demikian, kemampuan degradasi Mg dan paduannya dalam lingkungan biologis masih tergolong tinggi, sehingga dapat mengakibatkan penurunan kekuatan pelat secara drastis dan kegagalan dalam proses penyambungan dan penyembuhan tulang yang patah. Oleh karenanya, pengendalian laju degradasi pelat osteosintesis

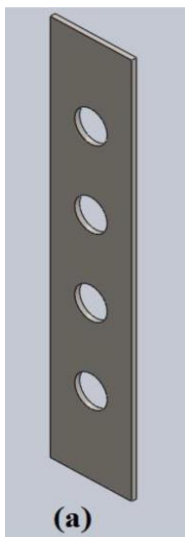
berbahan Mg atau paduannya sangat diperlukan dan hingga saat ini masih menjadi topik riset yang menarik dan diminati oleh para peneliti di dunia.

Pada prinsipnya, laju korosi dan degradasi sebuah material logam dapat dikendalikan melalui kekasaran permukaan material tersebut [4,5]. Permukaan material yang kasar secara umum akan meningkatkan laju degradasi magnesium atau paduannya [5,6]. Untuk mengurangi laju degradasi material akibat permukaannya yang kasar, diperlukan pengerjaan akhir permukaan yang tepat. Dalam studi sebelumnya, pelat osteosintesis dibuat dengan kekasaran $R_a = 0,59 - 0,88 \text{ um}$ [7].

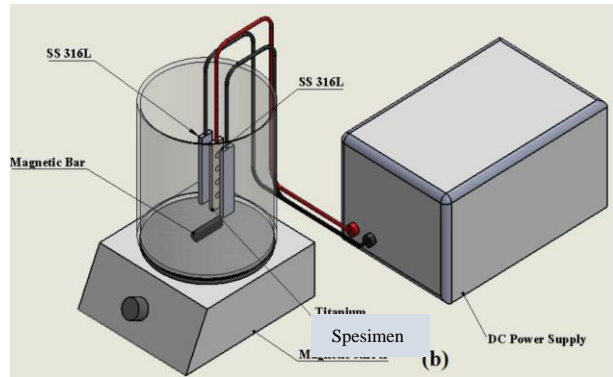
Elektropoles selama ini dikenal sebagai proses pengerjaan akhir material logam dengan geometri kompleks, termasuk implant biomedis yang terbuat dari titanium [8,9] dan baja tahan karat [10]. Meski demikian, kajian tentang elektropoles sebagai pengerjaan akhir pada material Mg dan paduannya masih jarang ditemui dan dipublikasikan. Dalam penelitian ini, elektropoles diterapkan sebagai proses pengerjaan akhir untuk material magnesium paduan AZ31B. Evolusi kekasaran permukaan serta perubahan dimensi yang terjadi pada pelat magnesium paduan tersebut selanjutnya dikaji sebagai upaya untuk mengoptimasi unjuk kerja perlakuan ini pada permukaan paduan Mg AZ31B.

Metode Penelitian

Dalam penelitian ini, elektropoles dilakukan dengan menggunakan specimen dan susunan alat sebagaimana pada Gambar 1 dan 2.



Gambar 1. Spesimen pelat magnesium paduan AZ31B yang digunakan penelitian ini



Gambar 2. Susunan peralatan elektropoles yang digunakan dalam penelitian ini.

Pada Gambar 1, sebuah pelat magnesium paduan AZ31B berukuran 50 mm × 10 mm × 3,2 mm dengan komposisi kimia 2,5 – 3,5% Al dan 0,7-1,3% Zn digunakan sebagai spesimen yang diteliti. Cairan elektrolit yang digunakan dalam penelitian ini dipersiapkan dari campuran H_3PO_4 , H_2SO_4 dan air dengan perbandingan volum 45:35:20 (vol.%). Sepasang pelat baja tahan karat 316L digunakan sebagai anoda dan katoda pada susunan alat elektropoles. Setelah semua alat dan bahan telah siap, elektropoles dilakukan dengan tegangan 5 V pada temperatur ruang (~24°C) selama 30 menit.

Karakterisasi morfologi permukaan pelat paduan Mg AZ31B dilakukan dengan menggunakan mikroskop electron Zeiss EVO 10 (Zeiss, Germany). Sementara itu, kekasaran permukaan diukur dengan menggunakan stylus profilometer Fowler Surfcoorder SE1700 (AMI Inc., USA). Sementara itu, perubahan dimensi pelat dan ukuran lubang diukur dengan jangka sorong atau caliper (Vernier, China). Dalam hal ini, perubahan lebar (W^*), tebal (T^*) dan diameter lubang pelat (D^*) dinyatakan dalam persamaan (1) s.d. (3) berikut:

$$W^* = (w_0 - w_t) / w_0 \times 100\% \tag{1}$$

$$T^* = (t_0 - t_t) / t_0 \times 100\% \tag{2}$$

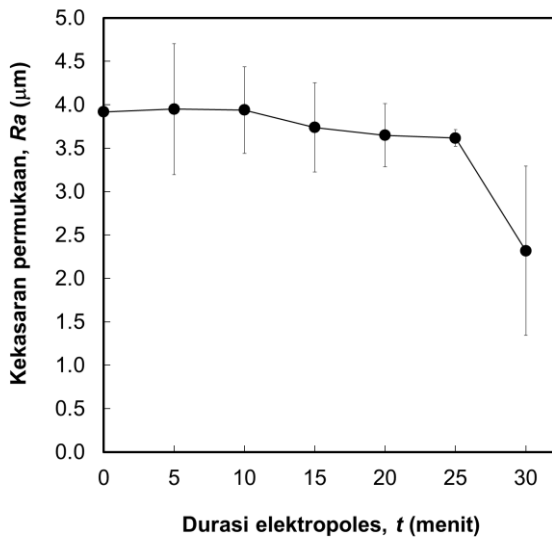
$$D^* = (d_t - d_0) / w_0 \times 100\% \tag{3}$$

dimana w_0 , t_0 dan d_0 adalah lebar, tebal dan diameter lubang sebelum elektropoles, serta w_t , t_t dan d_t adalah lebar, tebal dan diameter lubang setelah elektropoles selama durasi tertentu.

Hasil dan Pembahasan

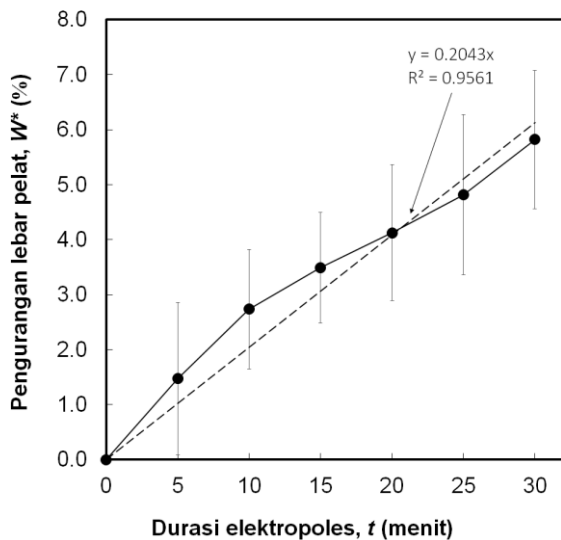
Gambar 3 menunjukkan evolusi kekasaran permukaan yang terjadi pada paduan Mg AZ31B saat proses elektropoles berlangsung. Dalam hal ini, evolusi kekasaran permukaan material ditunjukkan oleh perubahan nilai R_a (arithmetic medium value) yang terukur pada profilometer sebagai fungsi waktu.

Sebagaimana terlihat pada Gambar 3, kekasaran permukaan awal pelat Mg paduan hasil dari proses permesinan (*machining*) adalah $R_a = \sim 4 \mu\text{m}$. Meski demikian, kekasaran permukaan pelat paduan Mg tidak mengalami perubahan selama 25 menit pertama proses elektropoles. Nilai R_a mengalami penurunan drastis setelah proses elektropoles dilakukan selama 30 menit, yakni dengan diperoleh $R_a = \sim 2,3 \mu\text{m}$. Meski demikian, nilai R_a ini masih di atas nilai yang direkomendasikan untuk aplikasi pelat osteosintesis, yakni $R_a = 0,59 - 0,88 \mu\text{m}$ [7].



Gambar 3. Perubahan kekasaran permukaan pelat paduan Mg AZ31B selama proses elektropoles

Gambar 4 dan 5 menunjukkan bahwa lebar dan tebal pelat paduan Mg berkurang hingga 6% dan 25% selama 30 menit proses elektropoles.

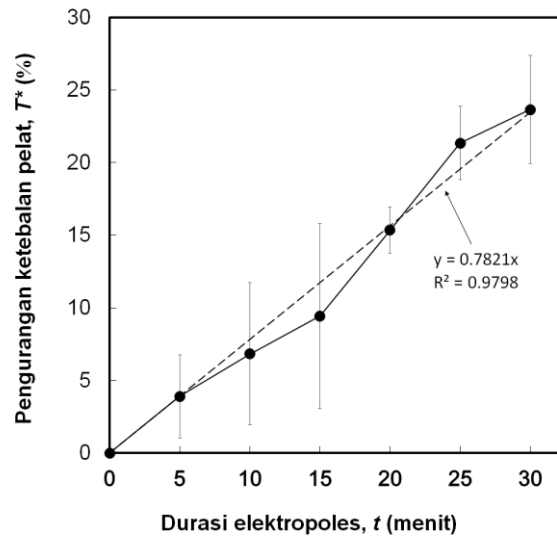


Gambar 4. Pengurangan lebar pelat paduan Mg AZ31B selama proses elektropoles

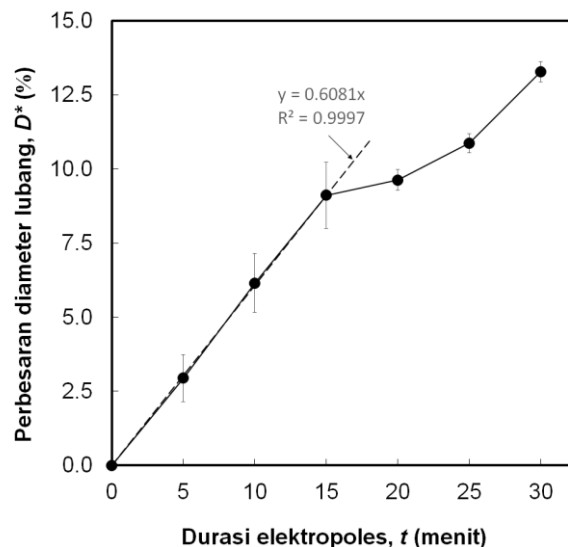
Data-data yang diperoleh dalam penelitian ini menunjukkan bahwa adanya hubungan linier pada nilai pengurangan lebar dan tebal pelat paduan Mg sebagai fungsi waktu elektropoles selama 30 menit. Oleh karenanya, regresi diterapkan pada grafik Gambar 4 dan 5, dan menghasilkan persamaan (4) dan (5) yang menggambarkan perubahan lebar dan tebal pelat sebagai fungsi durasi elektropoles. Kedua persamaan berikut mempunyai nilai R^2 sebesar 0,95 dan 0,97.

$$W^* = 0,2043t \quad (4)$$

$$T^* = 0,7821t \quad (5)$$



Gambar 5. Pengurangan tebal pelat paduan Mg AZ31B selama proses elektropoles

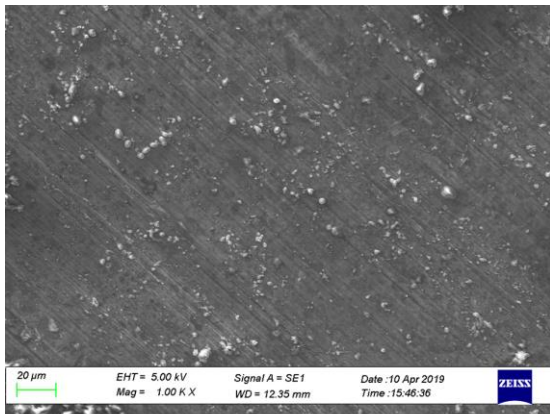


Gambar 6. Perbesaran diameter lubang pelat paduan AZ31B selama proses elektropoles

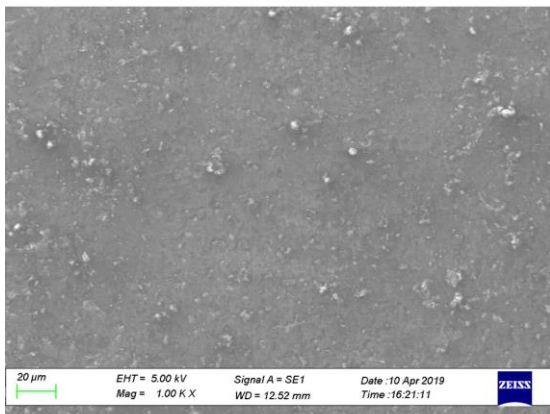
Perubahan diameter lubang pelat specimen paduan Mg akibat elektropoles ditunjukkan pada Gambar 6. Dalam hal ini, lubang pelat paduan Mg bertambah besar seiring dengan bertambahnya

durasi elektropoles, hingga diperoleh pelebaran diameter lubang sebesar ~13% setelah proses elektropoles selama 30 menit. Sebagaimana terlihat pada Gambar 6, lubang pada pelat paduan Mg bertambah besar secara linier pada 15 menit pertama proses elektropoles, sehingga perubahan diameter lubang tersebut dapat dinyatakan dalam persamaan linier (6), dengan R^2 sebesar 0,99.

$$D^* = 0,6081t \quad (6)$$



(a)

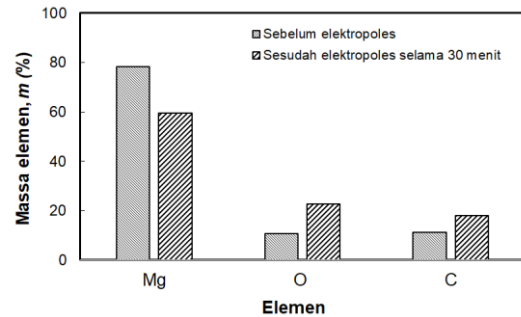


(b)

Gambar 7. Morfologi permukaan pelat paduan Mg AZ31B (a) sebelum elektropoles dan (b) setelah elektropoles selama 30 menit

Gambar 7 menunjukkan perubahan morfologi permukaan pelat paduan Mg AZ31B akibat proses elektropoles selama 30 menit. Permukaan pelat sebelum dipoles menunjukkan goresan-goresan akibat proses permesinan yang digunakan dalam mempersiapkan pelat, sebagaimana terlihat pada Gambar 7(a). Elektropoles selama 30 menit mampu mengikis permukaan pelat dan menghilangkan goresan-goresan tersebut hingga permukaan pelat paduan Mg tampak relatif halus, sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 7(b). Foto-foto morfologi permukaan pelat paduan Mg ini mengonfirmasi fenomena penurunan kekasaran permukaan yang ditunjukkan pada Gambar 3. Meski demikian,

beberapa tonjolan tampak pada permukaan pelat paduan Mg ini dan tidak hilang setelah elektropoles dilakukan. Penelitian lebih lanjut tentang elektropoles masih diperlukan untuk mendapatkan permukaan pelat paduan Mg yang reguler, tanpa adanya tonjolan-tonjolan seperti pada Gambar 7(b).



Gambar 8. Perubahan elemen kimia pada permukaan pelat paduan Mg AZ31B akibat elektropoles

Hasil karakterisasi elemen kimia pada permukaan pelat paduan Mg AZ31B dengan EDS ditunjukkan pada Gambar 8. Sebagaimana terlihat pada gambar tersebut, elektropoles meningkatkan jumlah elemen oksigen dan karbon pada permukaan pelat paduan Mg. Peningkatan elemen oksigen kemungkinan berkaitan dengan oksidasi yang semakin mudah terjadi pada permukaan pelat paduan Mg akibat elektropoles.

Kesimpulan

Berdasarkan dari hasil-hasil yang diperoleh dari penelitian ini, dapat disimpulkan bahwa elektropoles dengan larutan elektrolit campuran H_3PO_4 , H_2SO_4 dan air dapat menurunkan kekasaran paduan Mg AZ31B dari $R_a = \sim 4 \mu m$ menjadi $\sim 2,3 \mu m$ selama 30 menit. Meski teknik pengerjaan akhir permukaan ini menjanjikan untuk pemrosesan implan biomedis, penggunaan teknik ini harus dikontrol dan diantisipasi dengan baik karena mengubah dimensi pelat yang diproses.

Referensi

- [1] Chaya, A. et al., 2015, Fracture healing using degradable magnesium fixation plates and screws. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 73, 295-305.
- [2] Schaller, B., et al., 2016, In vivo degradation of magnesium plate/screw osteosynthesis implant systems: Soft and hard tissue response in a calvarial model in miniature pigs. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 44, 309-317.
- [3] Naujokat, H., et al., 2017, Osteosynthesis of a cranio-osteoplasty with a biodegradable magnesium plate system in miniature pigs. *Acta Biomaterialia*, 62, 434-445.

- [4] Walter, R., et al., 2011, Influence of surface roughness on the corrosion behaviour of magnesium alloy, *Materials and Design*, 32, 2350-2354.
- [5] Song, G., et al., 2010, The surface, microstructure and corrosion of magnesium alloy AZ31 sheet. *Electrochimica Acta*, 55, 4148-4161.
- [6] Arifvianto, B., et al., 2019, Degradation of mechanically surface treated AZ31B magnesium alloy in 3.5 wt.% NaCl solution, *Materials Science Forum*, 948, 237-242.
- [7] Dewo, P., 2010. Evaluation and Redesign of Osteosynthesis Plate, Produced in Indonesia, Ph.D. Thesis, University of Groningen, Groningen.
- [8] Larsson, C., et al., 1996, Bone response to surface-modified titanium implants: Studies on the early tissue response to machined and electropolished implants with different oxide thicknesses. *Biomaterials*, 17, 605-616.
- [9] Hryniewicz, T., et al., 2009, Corrosion and surface characterization of titanium biomaterial after magnetoelectropolishing. *Surface and Coatings Technology*, 203, 1508-1515.
- [10] Arifvianto, B., et al., 2018, Surface morphology, roughness and wettability of the medical grade 316L stainless steel processed with surface mechanical attrition treatment and electropolishing for the preparation of osteosynthesis plate. *Journal of Physical Science*, 29, 83-94.