

# PENGARUH VARIASI UKURAN BOLA BAJA PADA PROSES DRY SHOT PEENING TERHADAP MIKROSTRUKTUR DAN KEKERASAN MATERIAL IMPLAN AISI 316L

Mirza Pramudia<sup>1</sup>, Ahmad Sahru Romadhon<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup>Fakultas Teknik Universitas Trunojoyo Madura

Jl. Raya Telang, Kecamatan Kamal, Bangkalan, Madura 16912, Indonesia

Phone: 031-3011146, Fax: 031-3011506

E mail : <sup>1</sup>mpramudia@gmail.com, <sup>2</sup>s4hru\_0354@yahoo.com

### **Abstract**

AISI 316L is a type of 316 austenitic stainless steel with characteristic very low carbon content. This material contains several elements such as molybdenum-chromium-nickel which are aimed to improve the corrosion and oxidation resistances at high temperature applications. The low carbon content and the high level of corrosion resistance of AISI 316L allow this material to be applied to the surgical implant applications in the human body as well as on the welding applications. Several methods of surface treatment applied in AISI 316L are aimed to improve the mechanical properties and corrosion resistance. Dry shot peening is one of cold deformation processes which is conducted on the material surface to improve the mechanical strength. The process was performed by firing balls of steel with particular sizes of 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, and 3 mm on specimens with a certain speed that comes from the pressure of the air compressor. The results show that parameter of shot angle at the dry shot peening process has an influence on microstructure and hardness of the AISI 316L austenitic stainless steel. The highest value of hardness was achieved using 3 mm diameter of steel ball with the value of hardness reached 560 VHN on metal surface then gradually decreased as the depth increased.

**Keywords:** variation of steel ball, dry shot peening, solution annealing, microstructure, hardness, AISI 316L

PENDAHULUAN

Logam implan yang digunakan pada aplikasi biomedis pada umumnya terdiri dari tiga material utama, yakni baja tahan karat, paduan cobalt-chromium-molybdenum, serta paduan titanium [1]. Ketiga bahan ini digunakan sebagai biomaterial implan dikarenakan relatif tidak menimbulkan reaksi yang bersifat racun bagi tubuh manusia. Baja tahan karat pada awal penggunaannya diaplikasikan pada aplikasi peralatan bedah, paduan cobalt-chromium-molybdenum difungsikan pada aplikasi implan gigi dan ortopedik, sedangkan paduan titanium digunakan sebagai *cranial plates* dan *orthopedic fracture plates* [2]. Selain memiliki beberapa kelebihan, ketiga material tersebut tentunya juga memiliki beberapa kendangan antara lain:

baja tahan karat yang rentan terhadap serangan korosi batas butir dikarenakan kandungan karbon yang tinggi (0.08% C), logam titanium memiliki kelemahan mudah berdifusi dengan oksigen pada saat proses fabrikasi sehingga berakibat pada penggetasan bahan, serta paduan cobalt-chromium-molybdenum yang dapat mengalami reaksi korosi apabila lingkungan biologis tubuh manusia mengandung unsur klorida dalam jumlah yang cukup tinggi sehingga memungkinkan untuk menghasilkan unsur yang bersifat racun dan karsinogenik [3].

Beberapa upaya dilakukan untuk memperbaiki kelemahan dari logam implan tersebut, antara lain dengan cara

juga memiliki beberapa kekurangan antara lain baja tahan karat yang rentan terhadap serangan korosi batas butir dikarenakan kandungan karbon yang tinggi (0.08% C), logam titanium memiliki kelemahan mudah berdifusi dengan oksigen pada saat proses fabrikasi sehingga berakibat pada penggetasan bahan, serta paduan cobalt-chromium-molybdenum yang dapat mengalami reaksi korosi apabila lingkungan biologis tubuh manusia mengandung unsur klorida dalam jumlah yang cukup tinggi sehingga memungkinkan untuk menghasilkan unsur yang bersifat racun dan karsinogenik [3].

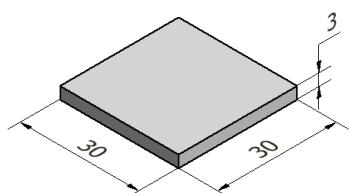
Beberapa upaya dilakukan untuk memperbaiki kelemahan dari logam implan tersebut, antara lain dengan cara

meningkatkan kekuatan mekaniknya melalui modifikasi *surface treatment* salah satunya dengan metode *dry shot peening*. Metode ini bertujuan untuk memberikan tegangan sisa tekan pada permukaan spesimen sehingga diharapkan mampu memperbaiki sifat material tersebut terhadap beban yang bersifat dinamis serta mampu meningkatkan kekerasan bahan secara signifikan [4,5]. Pada penelitian ini digunakan bola baja sebagai media indentor yang bersifat abrasif yang ditembakkan pada material uji dengan kecepatan tertentu. *Dryshot peening* diharapkan dapat merubah ukuran butiran pada bagian permukaan spesimen uji akibat terjadinya deformasi plastis terjadi peningkatan kekerasan bahan.

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui pengaruh variasi ukuran bola baja terhadap mikrostruktur dan kekerasan material AISI 316L hasil proses *dry shot peening*.

#### METODOLOGI PENELITIAN

Proses pembuatan spesimen dilakukan melalui proses pemotongan lembaran baja tahan karat hingga menjadi spesimen yang siap uji dengan dimensi 30 x 30 x 3 mm. Gambar 1. menunjukkan spesimen uji mikrostruktur dan kekerasan. Material yang digunakan pada penelitian ini merupakan baja tahan karat AISI 316L dengan komposisi kimia (%wt) yang ditunjukkan pada Tabel 1.



Gambar 1. Dimensi Spesimen Uji

Tabel 1. Komposisi Kimia Baja Tahan Karat AISI 316L (%wt)

| C    | Fe    | Cr   | Ni    | Si   |
|------|-------|------|-------|------|
| 0.03 | 67.56 | 16.8 | 11.44 | 0.68 |
| Mn   | P     | Mo   | S     | N    |
| 1.76 | 0.036 | 2.42 | 0.02  | 0.56 |

Sebelum dilakukan proses pengujian *dry shot peening*, material terlebih dahulu diberi perlakuan *pretreatment* berupa pemolesan dan penghalusan salah satu permukaan spesimen dengan menggunakan mesin amplas dan autosol dengan tujuan untuk menghilangkan unsur pengotor yang melekat pada permukaan material. Selanjutnya, spesimen dilakukan pengujian *dry shot peening* dengan menggunakan variasi ukuran bola baja 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, dan 3 mm. Tekanan kompresor yang digunakan berkisar antara 7-8 bar dengan jarak *torch* dengan permukaan spesimen sebesar 5 cm dalam jangka waktu 15 menit.

Material hasil proses *dry shot peening* selanjutnya diuji mikrostruktur dan kekerasan untuk mengetahui pengaruh variasi ukuran bola baja yang digunakan pada proses *dry shot peening*. Pengujian kekerasan dilakukan dengan menggunakan *microVickers Hardness Tester* sedangkan pengujian mikrostruktur dilakukan dengan menggunakan mikroskop optik. Uji mikrostruktur dilakukan dengan terlebih dahulu melakukan proses etsa pada material uji pada penampang melintang dengan menggunakan larutan asam nitrat ( $\text{HNO}_3$ ), asam klorida ( $\text{HCl}$ ), serta alkohol dengan kadar kemurnian 96% sedangkan pengujian kekerasan dilakukan dengan menggunakan *micro vickers hardness tester* pada permukaan melintang spesimen. Pengujian dilakukan dengan cara membandingkan kekerasan dan struktur mikro *raw material* dengan material yang diberi perlakuan proses *dry shot peening*.

#### HASIL DAN PEMBAHASAN

##### Struktur Mikro AISI 316L

Struktur mikro *raw material* dan hasil proses *dry shot peening* ditunjukkan pada Gambar 2. Berdasarkan hasil pengujian mikro menunjukkan bahwa proses *dry shot peening* mampu merubah struktur butiran material AISI 316L menjadi struktur butiran memanjang dan berbentuk pipih. Ukuran butiran pada spesimen uji dengan perlakuan *raw material*

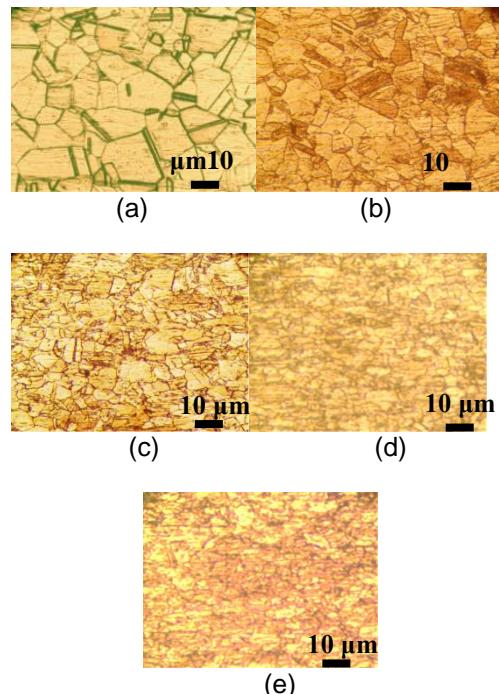
berkisar **30  $\mu\text{m}$** . Semakin besar diameter bola baja yang digunakan, akan mengakibatkan semakin besar pula bekas indentasi bola baja pada permukaan spesimen. Hal ini berdampak pada semakin besar pula tegangan tekan (*compressive stress*) yang dihasilkan pada daerah di bawah indentasi [6,7]. Alur guratan pada struktur mikro menunjukkan terjadinya peningkatan intensitas dislokasi pada butiran seiring dengan tegangan tekan yang ditimbulkan akibat indentasi bola baja.

#### **Kekerasan AISI 316L**

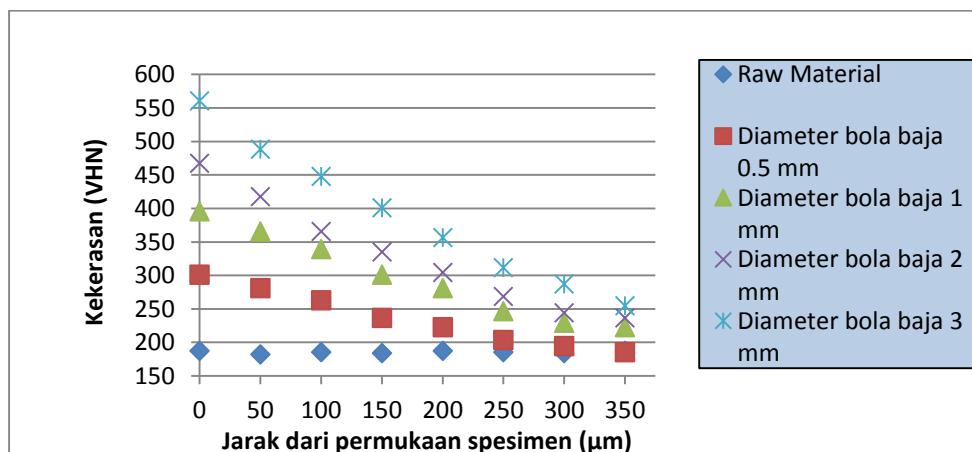
Nilai kekerasan *raw material* dan hasil perlakuan *dry shot peening* dengan parameter variasi ukuran bola baja ditunjukkan pada Gambar 3. Berdasarkan pengujian kekerasan menggunakan microVickers diketahui bahwa proses dry shot peening mampu meningkatkan kekerasan permukaan material. Data menunjukkan bahwa *raw material* menunjukkan rata-rata nilai kekerasan sebesar 185 VHN sedangkan rata-rata nilai kekerasan pada permukaan spesimen hasil proses *dry shot peening* dengan variasi ukuran bola baja sebesar 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, dan 3 mm berturut-turut adalah 300 VHN, 396 VHN, 467 VHN, serta 560 VHN kemudian nilai kekerasan akan turun seiring dengan kedalaman jarak dari permukaan spesimen.

Hal ini disebabkan karena semakin besar ukuran bola baja yang digunakan, maka akan semakin besar pula tegangan tekan pada permukaan spesimen yang mengalami indentasi. Tegangan tekan yang tinggi akan menyebabkan terjadinya deformasi plastis

pada struktur butiran secara berulang. Peningkatan deformasi plastis pada butiran akan mengakibatkan semakin sulitnya butiran tersebut untuk mengalami densitas dislokasi akibat gaya luar sehingga berdampak pada nilai kekerasan material uji yang semakin tinggi [8,9,10].



**Gambar 2.**Foto mikro spesimen AISI 316L (a) *raw material*; (b) *Dry Shot Peening*bola baja 0.5 mm, (c) *Dry Shot Peening*bola baja 1 mm; (d) *Dry Shot Peening*bola baja 2 mm, (e) *Dry Shot Peening*bola baja 3 mm.



Gambar 3. Kekerasan AISI 316L setelah proses *dry shot peening*

## KESIMPULAN

Data hasil pengujian menunjukkan bahwa proses *dry shot peening* mampu meningkatkan kekuatan mekanik dan merubah struktur butiran logam. Peningkatan nilai kekerasan tertinggi dicapai oleh spesimen dengan perlakuan *dry shot peening* menggunakan parameter bola baja berdiameter 3 mm dengan tekanan kompresor sebesar 7-8 bar selama 15 menit. Nilai kekerasan yang dihasilkan mencapai 560 VHN pada titik awal pengujian kemudian nilai kekerasan akan menurun seiring dengan meningkatnya kedalaman dari permukaan spesimen.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Manisavagam., G., et all, 2010,*Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention - A Review. Recent Patents on Corrosion Science*, Volume 2 : 40-54.
- [2] Hansen., S.D., 2008,*Metal Corrosion in the Human Body : The Ultimate Bio-Corrosion Scenario*,The Electrochemical Society Interface.
- [3] ferber., c.a.,*Greater strength, better biocompatibility*,Sulzer, Technical Menu.
- [4] Harada, Y., Fukaura, K., Haga S., 2007, *Influence of Microshot Peening on Surface Layer Characteristic of Structural Steel*, Journal of Material Processing Technology, Vol 32, pp. 3287-3292.
- [5] Carvalho, A.L.M., Voorwald, H.J., 2007, *Influence if Shot Peening and Hard Chromium Electroplating on the fatigue strength of 7050-T7451 aluminum alloy*, International Journal of Fatigue, 29(7): 1282-1291.
- [6] Callister, Jr., 2001, *Fundamentals of Materials Science and Engineering*, Interactive e Text, John Wiley & Sons, Fifth Edition, 177 – 231.
- [7] Manivasagam G, Mudali UK, Asokamani R, Raj B. 2003, *Corrosion and microstructural aspects of titanium and its alloys*, Corrosion Rev2003; 21: 125-59
- [8] Dearnley PA. 2005, *A brief review of test methodologies for surface engineered biomedical implant alloys*, Surf Coat Technology 98:483-90.
- [9] G.K. Triantafyllidis, A.V. Kazantzis, K.T. Karageorgiou. 2007, *Premature fracture of a stainless steel 316L orthopaedic plate implant by alternative episodes of fatigue and cleavage decoherence*, Engineering Failure Analysis, Vol. 14. pp. 1346–1350.
- [10] S.H. Teoh. 2000, *Fatigue of biomaterials: a review*, International Journal of Fatigue”, Vol. 22. pp. 825–837