

Pengaruh *Shot Peening* dengan Tekanan Tinggi terhadap Sifat Fisik dan Mekanik *Stainless Steel 316L*

Diterima:

10 Mei 2023

Revisi:

10 Juli 2023

Terbit:

1 Agustus 2023

^{1*}Ilham Ali Hasani, ²Priyo Tri Iswanto

¹⁻²Universitas Gadjah Mada

Abstrak—Perkembangan teknologi di bidang biomedis yang pesat mampu menciptakan produk pengganti mahkota gigi. Material yang umum digunakan untuk produk biomaterial adalah *stainless steel 316L*. *Stainless steel 316L* merupakan material dengan sifat mekanik dan ketahanan korosi yang baik. Namun untuk aplikasi di bidang biomedis sifat fisik dan mekanik *stainless steel 316L* perlu ditingkatkan. Penelitian ini bertujuan untuk meningkatkan sifat fisik dan mekanik *stainless steel 316L* dengan perlakuan permukaan *shot peening*. Variasi durasi *shot peening* yang dilakukan adalah 0, 10, dan 20 menit dengan tekanan tetap 14 bar. Setelah diberikan perlakuan permukaan, dilakukan pengujian kekerasan *Vickers* pada permukaan, pengujian kekasaran permukaan, dan pengamatan struktur mikro. Hasil yang didapatkan dari pengujian adalah kekerasan permukaan meningkat 114% dari 290,4 kgf/mm² menjadi 630,75 kgf/mm². Untuk nilai kekasaran permukaan terjadi peningkatan kekerasan tetapi masih memenuhi syarat biomaterial. Kemudian struktur butir yang diamati terlihat mengecil dan semakin halus setelah diberikan perlakuan *shot peening*.

Kata Kunci—*stainless steel 316L*; *shot peening*; kekerasan *Vickers*

Abstract— *The rapid development of the biomedical field can create dental crown products. Stainless steel 316L is a material with good mechanical properties and corrosion resistance. However, for applications in the biomedical field, the physical and mechanical properties need to be improved. This research aims to improve the physical and mechanical properties of 316L stainless steel by surface treatment of shot peening. Variations in the duration of shot peening performed are 0, 10, and 20 minutes with a fixed pressure of 14 bar. Vickers hardness testing on the surface, surface roughness testing, and microstructure observations are carried out. The result obtained from the test was that the surface hardness increased by 114% from 290.4 kgf/mm² to 630.75 kgf/mm². For surface roughness values, there is an increase in roughness, but it still meets the requirements of biomaterials. Then the observed grain structure looks smaller and smoother after the shot peening treatment.*

Keywords—*316L stainless steel*; *shot peening*; *Vickers hardness*

This is an open access article under the CC BY-SA License.



Penulis Korespondensi:

Ilham Ali Hasani,
Departemen Teknik Mesin dan Industri,
Universitas Gadjah Mada,
Email: ilham.a.h@mail.ugm.ac.id
ID Orcid: [<https://orcid.org/0009-0005-7305-3079>]

I. PENDAHULUAN

Sistem pencernaan adalah salah satu sistem tubuh manusia yang berperan dalam memenuhi nutrisi tubuh. Sistem pencernaan adalah serangkaian organ dan struktur dalam tubuh manusia yang bertanggung jawab untuk memecah makanan menjadi nutrisi yang dapat diserap oleh tubuh. Tujuannya adalah untuk memperoleh energi, nutrisi, dan zat-zat penting lainnya yang diperlukan untuk menjaga kelangsungan hidup. Sistem pencernaan manusia terdiri dari mulut, kerongkongan, lambung, usus halus, usus besar, dan rektum. Proses pencernaan dimulai dari mulut, di mana makanan dikunyah dan dicampur dengan air liur yang mengandung enzim pencernaan. Makanan kemudian bergerak melalui kerongkongan ke lambung, di mana enzim dan asam lambung membantu mencerna makanan lebih lanjut. Gigi menjadi tempat terjadinya proses penghancuran makanan dan minuman [1]. Apabila gigi tidak rutin untuk dibersihkan, akan muncul plak pada gigi. Dampak yang muncul akibat adanya plak gigi ini apabila dibiarkan akan menyebabkan karies gigi karena lapisan enamel pada gigi akan terkikis. Jika dibiarkan, karies gigi akan menyebabkan gigi berlubang dan mengganggu sistem pencernaan [2].

Perkembangan di bidang biomaterial sangat bermanfaat bagi manusia terutama di bidang biomedis. Dengan teknologi terkini mampu menciptakan produk mahkota gigi tiruan untuk menggantikan gigi yang mengalami kerusakan. Material yang digunakan di bidang biomedis harus bersifat biomaterial [3]. Biomaterial adalah bahan yang digunakan dalam aplikasi medis untuk berinteraksi dengan baik dalam tubuh manusia. Biomaterial dapat digunakan sebagai pengganti atau pendukung struktur dan fungsi jaringan tubuh yang rusak atau hilang. Karakteristik yang diinginkan dalam biomaterial adalah biokompatibilitas, yaitu kemampuan bahan tersebut untuk berinteraksi dengan jaringan hidup tanpa menimbulkan reaksi yang merugikan [4]. Biomaterial yang baik juga harus memiliki kekuatan dan keawetan yang memadai untuk bertahan dalam lingkungan tubuh, serta kemampuan untuk memicu respons yang diinginkan dari jaringan sekitarnya, seperti regenerasi atau integrasi dengan jaringan sekitar [5].

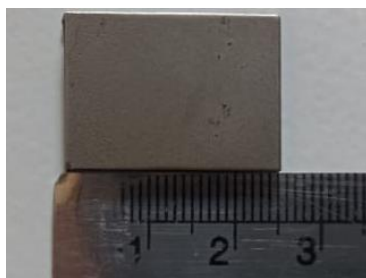
Namun, kemampuan ketahanan korosi dan kekuatan mekanik pada *stainless steel* 316L masih perlu ditingkatkan untuk menjadikannya bahan yang lebih baik untuk crown gigi. Salah satu cara untuk meningkatkan kualitas mekanik dan fisis dari *stainless steel* 316L adalah perlakuan permukaan. Paparan oksigen yang tinggi dapat menyebabkan kegagalan pada material karena adanya reaksi korosi yang dapat membahayakan pasien [6]. Oleh karena itu, perlakuan permukaan harus dikerjakan supaya dapat meningkatkan sifat fisis, mekanik, dan korosi pada *stainless steel* 316L.

Perlakuan permukaan yang dilakukan pada penelitian ini adalah *shot peening*. *Shot peening* adalah proses pematatan permukaan logam dengan menembakkan partikel ke permukaan

dengan kecepatan tinggi [7]. Partikel yang digunakan berupa bola-bola baja. Proses ini bertujuan untuk meningkatkan kekuatan, ketahanan kelelahan, dan umur ketahanan logam. Ketika bola-bola baja tersebut menabrak permukaan logam, mereka akan menciptakan deformasi plastis pada permukaan logam. Deformasi plastis ini menyebabkan tegangan tekan sisa yang mengubah struktur mikro logam dan berdampak pada kekuatan mekanik material yang meningkat [8].

II. METODE

Bahan yang dipakai dalam penelitian ini adalah plat *stainless steel* 316L. Setiap variasi sampel memiliki ukuran dimensi panjang 25 mm, lebar 20 mm, dan tebal 3 mm. Variasi *shot peening* adalah 0 menit, 10 menit, dan 20 menit dengan tekanan 14 bar. *Shot peening* dilakukan dengan menggunakan bola baja berukuran 0,06 mm dengan jarak tembak 60 mm. Spesimen ditunjukkan pada Gambar 1 berikut



Gambar 1. Spesimen *Stainless steel* 316L

Prosedur perlakuan permukaan *shot peening*, pengujian sifat fisik, dan mekanik dilakukan di laboratorium bahan teknik, departemen teknik mesin dan industri, fakultas teknik, Universitas Gadjah Mada. Pengujian yang dilakukan pada penelitian ini terdiri dari pengujian kekerasan permukaan, pengujian kekasaran permukaan, dan pengamatan struktur mikro.

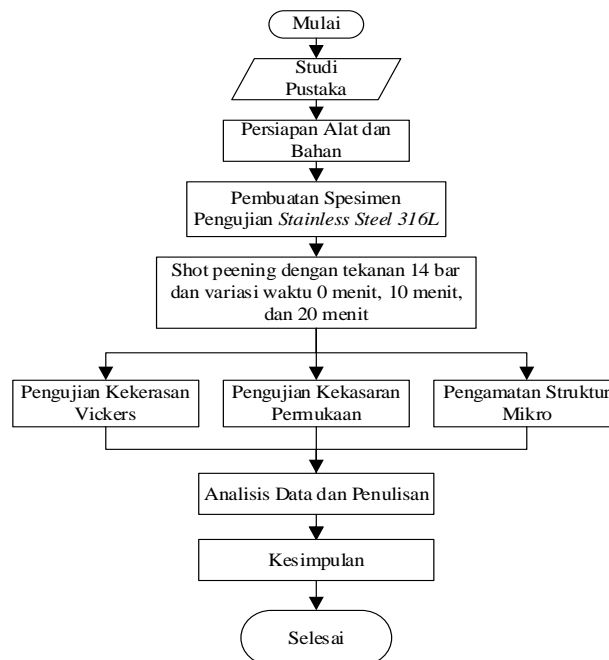
Untuk pengamatan struktur mikro, sampel *stainless steel* 316L diletakkan pada resin untuk mempermudah proses pengamplasan hingga pengamatan. Setelah diletakkan pada resin, kemudian diampelas dengan amplas mesh 120, 200, 400, 600, 800, 1000, 2000, dan 5000. Proses selanjutnya adalah polishing menggunakan autosol. Cairan etsa yang digunakan adalah 5 ml HNO₃ dan 5 ml HCl dengan lama waktu 8 detik. Terakhir, pengamatan struktur mikro diamati menggunakan mikroskop optik Olympus dengan perbesaran 20x.

$$HVN = \frac{2P \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)}{d^2} \quad (1)$$

Dimana:

- HVN = *Hardness Vickers Number* (kgf/mm²)
- P = Beban yang bekerja pada penetrator intan (kgf)
- d = Diagonal rata-rata bekas injakan penetrator (m)
- θ = Sudut piramid intan (136°)

Pengujian kekerasan permukaan dengan metode *Vickers* memakai alat Buehler Micromet seri 2100. Pengujian dilakukan di dua titik berbeda dengan waktu indentasi selama 10 detik dan pembebanan sebesar 200 gram force. Rumus perhitungan nilai kekerasan berdasarkan ASTM-E384 dapat dihitung dengan Persamaan 1 [9]. Untuk pengujian kekasaran permukaan menggunakan alat Mitutoyo SurfTest SJ-210. Dilakukan pada tiga titik yang berbeda dan akan didapat nilai rata-rata kekasaran permukaan (Ra). Diagram alir pada penelitian ini dapat diamati pada Gambar 2 berikut.



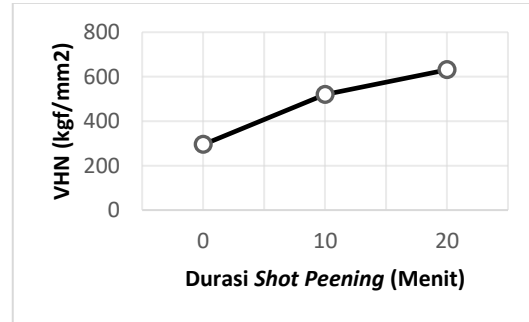
Gambar 2. Diagram Alir Penelitian

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

Pelaksanaan pengujian kekerasan dengan menggunakan metode *micro hardness Vickers*. Hasil yang diperoleh dari pengujian *micro Vickers* berupa nilai *Vickers Hardness Number* (VHN). Nilai tersebut didapat dari perhitungan rata-rata panjang diagonal indentasi dari hasil pengujian di tiap spesimen. Pengujian ini dipakai untuk mengetahui pengaruh dari surface treatment yang diberikan terhadap nilai kekerasan pada permukaan spesimen. Berikut Tabel 1 dan Gambar 3 yang memuat hasil pengujian kekerasan *Vickers*.

Tabel 1. Nilai Kekerasan *Vickers*

Waktu <i>Shot peening</i> (Menit)	VHN Rata-rata (kgf/mm ²)
0	294,40
10	519,42
20	630,75



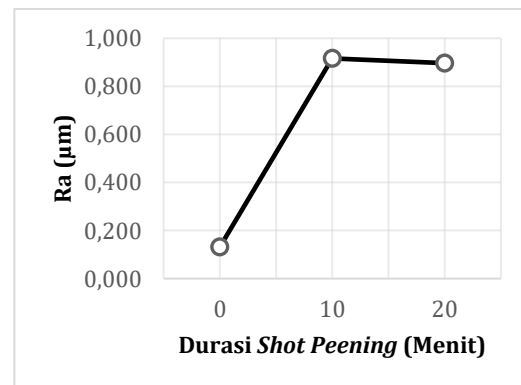
Gambar 3. Grafik Kekerasan *Vickers*

Hasil dari pengujian *Vickers* didapat Nilai VHN yang mengindikasikan bahwa semakin lama waktu *shot peening* mengakibatkan nilai VHN yang semakin tinggi. Hal ini berarti perlakuan permukaan *shot peening* menyebabkan deformasi plastis yang berdampak pada kekerasan material yang meningkat. Nilai kekerasan yang meningkat dikarenakan semakin banyaknya jumlah dislokasi karena deformasi plastis yang terjadi dan ukuran butir yang mengecil [10]. Dislokasi yang bertambah menyebabkan interaksi antar dislokasi meningkat dan mengakibatkan kerapatan dislokasi meningkat dan menghambat pergeseran butir [11].

Pengujian kekasaran permukaan spesimen mendapatkan data nilai kekasaran permukaan rata-rata (*Ra*) dari pengukuran dengan alat pada masing-masing spesimen. Masing-masing spesimen dilakukan pengujian tiga kali di setiap titik yang ditetapkan secara acak. Hasil pengukuran nilai kekasaran permukaan disajikan dalam Tabel 2 dan Gambar 4.

Tabel 2. Nilai Kekasaran Permukaan

Waktu <i>Shot peening</i> (Menit)	Nilai <i>Ra</i> (μm)
0	0,131
10	0,916
20	0,896

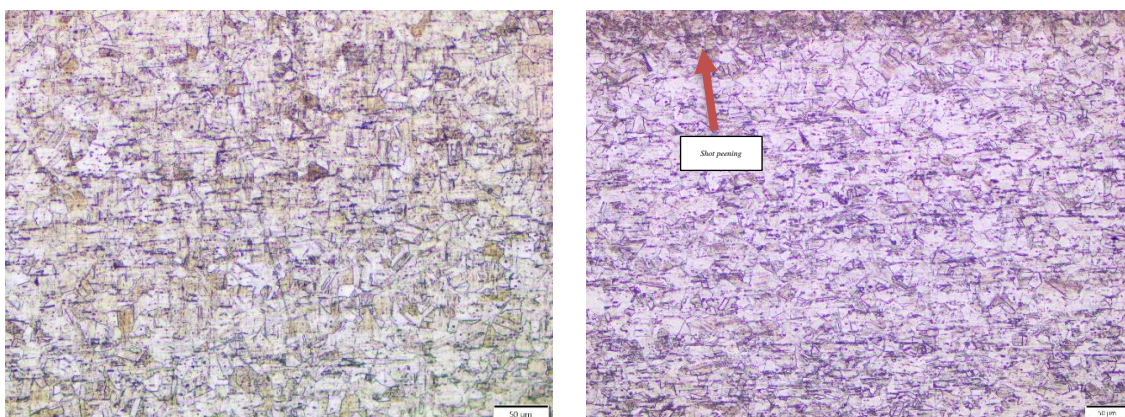


Gambar 4. Grafik Nilai Kekasaran Permukaan

Nilai kekasaran permukaan rata-rata (*Ra*) sampel dengan durasi *shot peening* 10 menit dan 20 menit masing-masing adalah 0,916 μm dan 0,816 μm , dibandingkan dengan nilai *Ra* sampel tanpa perlakuan sebesar 0,131 μm . Nilai ini menunjukkan bahwa sampel tanpa perlakuan lebih halus dibandingkan sampel dengan perlakuan *shot peening*. Sedangkan sampel dengan durasi *shot*

peening lebih lama memiliki kekasaran lebih halus. Hal ini berarti bahwa *shot peening* menyebabkan kekasaran permukaan meningkat karena bola-bola baja yang ditembakkan dengan tekanan dan kecepatan tinggi meninggalkan bekas tembakan [12]. Kemudian dengan semakin lama waktu *shot peening* permukaan semakin halus karena semakin lama durasi *shot peening* bekas tembakan akan semakin samar karena sampel menerima tembakan yang lebih banyak lagi [13]. Nilai kekasaran permukaan tersebut masih memenuhi syarat sebuah material dapat dikatakan biokompatibilitas karena nilai Ra masih di bawah dari 24,9 μm [14].

Pengamatan struktur mikro dilakukan untuk mengamati bagian penampang melintang spesimen, baik yang raw material maupun dengan perlakuan *shot peening*. Pada raw material terlihat bahwa struktur mikro memiliki ukuran butir yang seragam. Sedangkan pada sampel yang diberi perlakuan permukaan shot pening terlihat bahwa ukuran ukuran butir di bagian permukaan lebih kecil dibandingkan bagian yang lebih dalam [15]. Hasil pengamatan struktur mikro disajikan dalam Gambar 5 berikut.



Gambar 5. (a).Tanpa Perlakuan (b).Perlakuan *Shot Peening*

Efek *shot peening* menyebabkan ukuran butir di bagian dekat dengan permukaan menjadi lebih kecil [16]. Tumbukan sampel dengan bola baja pada permukaan sampel menyebabkan kerapatan butir meningkat karena adanya deformasi. Pada bagian permukaan terlihat bahwa struktur butir dengan *shot peening* lebih rapat daripada stuktur butir sampel tanpa perlakuan [17].

IV. KESIMPULAN

Hasil penelitian menunjukkan bahwa perlakuan permukaan *shot peening* berpengaruh pada sifat fisis dan mekanik material *stainless steel* 316L. Nilai kekerasan permukaan material mengalami kenaikan sebesar 114% dari 294,40 kgf/mm^2 menjadi 630,75 kgf/mm^2 dengan nilai kekerasan tertinggi pada variasi sampel *shot peening* selama 20 menit. Untuk nilai kekasaran

permukaan material setelah *shot peening* menjadi lebih kasar, tetapi dengan bertambahnya durasi *shot peening* permukaan semakin halus. Pengamatan stuktur mikro mengonfirmasi bahwa peningkatan sifat fisis dan mekanis stainless steel 316L karena terjadi pengecilan stuktur butir. Bentuk butir menjadi lebih kecil dan halus karena efek perlakuan *shot peening* yang diberikan.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] L. Ghasemi-Mobarakeh, D. Kolahreez, S. Ramakrishna, dan D. Williams, "Key terminology in biomaterials and biocompatibility," *Current Opinion in Biomedical Engineering*, vol. 10. Elsevier B.V., hlm. 45–50, 1 Juni 2019. doi: 10.1016/j.cobme.2019.02.004.
- [2] I. Sensoy, "A review on the food digestion in the digestive tract and the used in vitro models," *Current Research in Food Science*, vol. 4. Elsevier B.V., hlm. 308–319, 1 Januari 2021. doi: 10.1016/j.crfs.2021.04.004.
- [3] R. A. Bapat dkk., "The use of nanoparticles as biomaterials in dentistry," *Drug Discovery Today*, vol. 24, no. 1. Elsevier Ltd, hlm. 85–98, 1 Januari 2019. doi: 10.1016/j.drudis.2018.08.012.
- [4] H. Ananth, V. Kundapur, H. S. Mohammed, M. Anand, G. S. Amarnath, dan S. Mankar, "A Review on Biomaterials in Dental Implantology," 2015. [Daring]. Tersedia pada: www.ijbs.org
- [5] M. S. Zafar dkk., "Properties of dental biomaterials," dalam *Advanced Dental Biomaterials*, Elsevier, 2019, hlm. 7–35. doi: 10.1016/B978-0-08-102476-8.00002-5.
- [6] L. Ghasemi-Mobarakeh, D. Kolahreez, S. Ramakrishna, dan D. Williams, "Key terminology in biomaterials and biocompatibility," *Current Opinion in Biomedical Engineering*, vol. 10. Elsevier B.V., hlm. 45–50, 1 Juni 2019. doi: 10.1016/j.cobme.2019.02.004.
- [7] S. Ghanbari dan D. F. Bahr, "Predictions of decreased surface roughness after shot peening using controlled media dimensions," *J Mater Sci Technol*, vol. 58, hlm. 120–129, Des 2020, doi: 10.1016/j.jmst.2020.03.075.
- [8] Q. Lin, H. Liu, C. Zhu, D. Chen, dan S. Zhou, "Effects of different shot peening parameters on residual stress, surface roughness and cell size," *Surf Coat Technol*, vol. 398, Sep 2020, doi: 10.1016/j.surfcoat.2020.126054.
- [9] "Standard Test Method for Microindentation Hardness of Materials 1." [Daring]. Tersedia pada: www.astm.org,

- [10] E. Maleki dan O. Unal, "Optimization of Shot Peening Effective Parameters on Surface Hardness Improvement," *Metals and Materials International*, vol. 27, no. 9, hlm. 3173–3185, Sep 2021, doi: 10.1007/s12540-020-00758-x.
- [11] R. I. Yaqin, P. T. Iswanto, dan B. H. Priyambodo, "Pengaruh durasi shot peening terhadap struktur mikro dan kekerasan permukaan pada AISI 316L," *Conference SENATIK*, 2017, doi: <http://dx.doi.org/10.28989/senatik.v3i0.120>.
- [12] Y. G. Liu, M. Q. Li, dan H. J. Liu, "Nanostructure and surface roughness in the processed surface layer of Ti-6Al-4V via shot peening," *Mater Charact*, vol. 123, hlm. 83–90, Jan 2017, doi: 10.1016/j.matchar.2016.11.020.
- [13] V. Martín, J. Vázquez, C. Navarro, dan J. Domínguez, "Effect of shot peening residual stresses and surface roughness on fretting fatigue strength of Al 7075-T651," *Tribol Int*, vol. 142, Feb 2020, doi: 10.1016/j.triboint.2019.106004.
- [14] M. Faizal Sadali dkk., "Effect of Hatching Distance on Surface Morphology and Surface Roughness of the Ti6Al4V for Biomedical Implant using SLM Process," 2019.
- [15] S. Bagherifard, S. Slawik, I. Fernández-Pariente, C. Pauly, F. Mücklich, dan M. Guagliano, "Nanoscale surface modification of AISI 316L stainless steel by severe shot peening," *Mater Des*, vol. 102, hlm. 68–77, Jul 2016, doi: 10.1016/j.matdes.2016.03.162.
- [16] C. Xu, G. Sheng, H. Wang, Y. Jiao, dan X. Yuan, "Effect of high energy shot peening on the microstructure and mechanical properties of Mg/Ti joints," *J Alloys Compd*, vol. 695, hlm. 1383–1391, Feb 2017, doi: 10.1016/j.jallcom.2016.10.262.
- [17] K. Li, G. Spartacus, J. Dong, P. Cao, dan K. Shin, "Effect of ultrasonic shot peening on microstructure and properties of 301SS," *Materials and Manufacturing Processes*, vol. 32, no. 16, hlm. 1851–1855, Des 2017, doi: 10.1080/10426914.2017.1364863.