

# Corrosion Monitoring of Friction Welded Joints Results between Low Carbon Steel-SS 202

M Arif Fadillah<sup>a</sup>, Legisnal Hakim<sup>b</sup>, Ahmad Kafrawi Nasution<sup>c</sup>

<sup>a,b,c</sup>Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Muhammadiyah Riau, Pekanbaru, Riau, 28294  
e-mail: ahmadkafrawi@umri.ac.id

## Kata kunci:

Pengelasan Gesekan  
Kekasaran  
Permukaan  
Tingkat Korosi  
Korosi Seragam  
Korosi Galvanik

## ABSTRAK

Pada penelitian ini, pemantauan korosi dilakukan pada sambungan las gesekan baja karbon rendah dan baja tahan karat austenitik (SS 202) yang disimulasikan dalam larutan biologis. Penelitian ini bertujuan menghitung laju korosi sambungan las gesek baja karbon rendah dan SS 202 serta mengevaluasi kekasaran permukaan yang terjadi pada zona pengelasan. Dari hasil sambungan las, dibuat sampel uji korosi dengan mewakili zona pengelasan. Sebelum perendaman, permukaan sampel dibersihkan dan dipoles sebelum perendaman menggunakan larutan elektrolit NaCl 0,9wt.%. Percobaan dijalankan pada 2, 4, 6, dan 8 minggu masing-masing sampel. Hasil penelitian menunjukkan bahwa laju korosi sambungan las gesek baja karbon rendah dan SS 202 tertinggi sebesar 0,0167 mm/tahun, dan terendah 0,0127 mm/tahun. Pada saat yang sama, area sambungan las yang memiliki kekasaran permukaan tertinggi terjadi pada zona plastis. Disimpulkan bahwa seluruh zona pengelasan menunjukkan potensi korosi yang seragam kecuali zona plastis yang menunjukkan perilaku korosi galvanik.

## Keyword:

Friction Welding  
Surface Roughness  
Corrosion Rate  
Uniform Corrosion  
Galvanic Corrosion

## ABSTRACT

*In this study, corrosion monitoring was carried out in the friction welded joint of low carbon steel and austenitic stainless steel (SS 202) simulated in a biological solution. This study aims to calculate the corrosion rate of friction welding joints of low carbon steel and SS 202 and evaluate the surface roughness that occurs in the welding zone. From the results of welded joints, corrosion test samples were made by representing the welding zone. Prior to immersion, the surface of the sample was cleaned and polished before immersion using a 0.9wt.% NaCl electrolyte solution. Experiments were run at 2, 4, 6, and 8 weeks of each sample. The results showed that the corrosion rate of friction welding joints for low carbon steel and SS 202, the highest was 0.0167 mm/year, and the lowest was 0.0127 mm/year. At the same time, the welded joint area that has the highest surface roughness occurs in the plasticized zone. It was concluded that the entire welding zone showed uniform corrosion potential except for the plasticized zone, which showed galvanic corrosion behavior.*

## 1. PENDAHULUAN

Proses pengelasan gesek merupakan bagian proses manufaktur yang mulai bergeser ke industri peralatan medis dan dunia kedokteran. Perkembangan dunia kedokteran khususnya penanganan kasus patah tulang saat ini terfokus pada pembuatan implan tulang dengan kombinasi material yang dapat diserap tubuh dengan material permanen [1][2].

Pengelasan gesek menawarkan banyak keuntungan dan keunggulan seperti masukan panas yang rendah, zona terpengaruh panas yang sempit *heat-affected zone* (HAZ), dan tegangan sisa serta distorsi yang rendah [1][3]. Proses pengelasan gesek juga menghasilkan sambungan berkualitas tinggi dengan sedikit atau tanpa proses pemesinan lanjutan pascapengelasan [4].

Dalam beberapa tahun terakhir, sambungan logam yang berbeda telah menjadi masalah yang menantang di dunia akademis dan industri karena dapat menggabungkan material dengan sifat yang berbeda, murah, ketahanan korosi yang tinggi, dan biokompatibilitas yang baik untuk digunakan dalam

industri biomedis [5]. Desain perangkat biomedis sering menentukan morfologi korosi biomaterial logam karena korosi pada biomaterial logam dapat cepat terjadi pada kondisi operasionalnya.

Pada penelitian sebelumnya, berbagai komponen implan logam disambung melalui proses pengelasan [1][2][6]. Perubahan termal selama proses pengelasan akan merubah mikrostruktur yang dapat mempengaruhi sifat mekanik dan elektrokimia [7]. Fenomena ini tidak menutup kemungkinan terjadi pada baja tahan karat austenitik yang memiliki kemampuan las baik. Artikel ini fokus membahas penghitungan laju korosi dari hasil sambungan pengelasan gesek dari baja karbon rendah dan SS 202 serta mengevaluasi kekasaran permukaan yang terjadi pada masing-masing zona pengelasan.

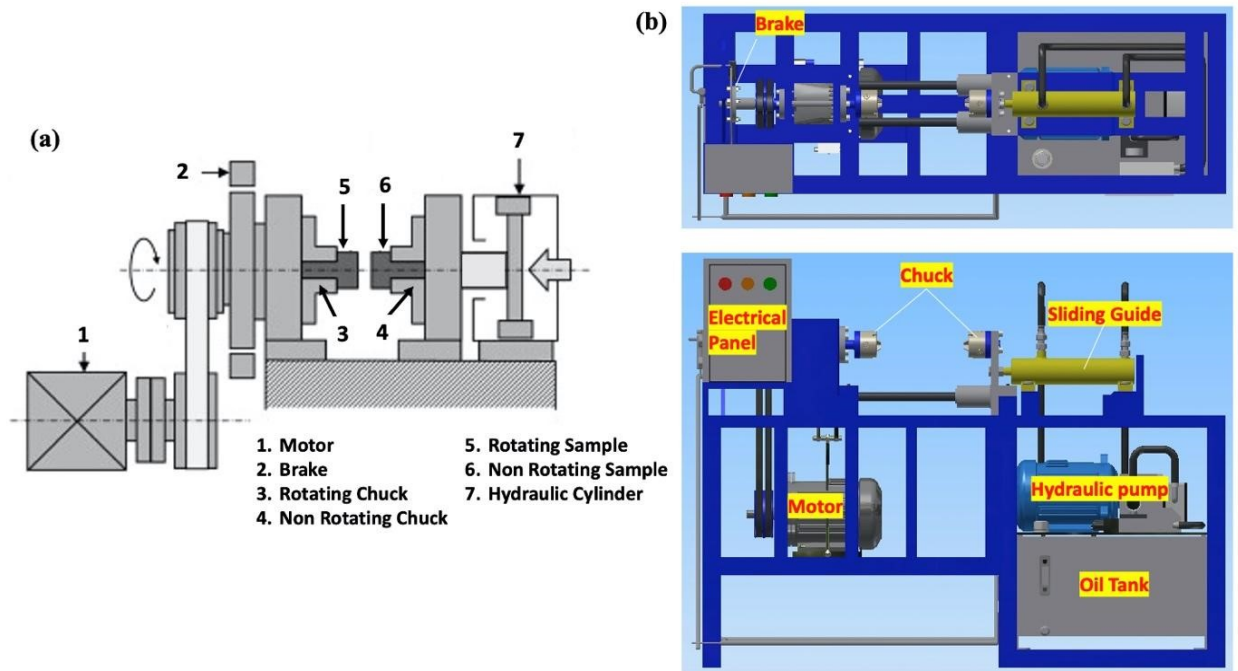
## 2. METODE PENELITIAN

Batang baja karbon rendah dan baja tahan karat 202 (SS 202) digunakan sebagai logam induk dengan diameter 8 mm dan panjang 70 mm. Sebelum dilakukan pengelasan, masing-masing permukaan batang dipoles dengan kertas abrasif #1000-grit dan dibersihkan dengan etanol. Batang logam induk yang dipoles kemudian dipasang pada *chuck* mesin las. Pengelasan dilakukan menggunakan mesin las gesek penggerak kontinu (*continuous-drive friction welding*) pada kecepatan rotasi 4000 rpm dan tekanan hidrolik 25 MPa (Gambar 1).

Pengujian korosi dilakukan melalui prosedur perendaman dalam larutan Saline (NaCl 0.9%) sesuai standar ASTM G31 [8]. Logam hasil las direndam dalam 50 mL larutan Saline pada temperatur  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  selama 2, 4, 6, dan 8 minggu, dengan lima kali pengulangan, kemudian sampel dikeluarkan dari larutan untuk ditimbang. Sebelum pengukuran massa sampel, produk korosi pada permukaan sampel dihilangkan dengan membas logam secara perlahan dengan air suling dan alkohol, diikuti dengan proses pengeringan pada temperatur kamar. Laju degradasi kemudian dihitung dengan menggunakan persamaan:  $CR = m/St$ . CR adalah laju korosi ( $\text{g cm}^{-2} \text{ day}^{-1}$ ), m adalah selisih massa sebelum dan sesudah perendaman (g), S adalah luas permukaan benda uji, dan t adalah waktu perendaman (hari). Massa logam hasil pengelasan diukur sebelum dan sesudah perendaman, prosedur menggunakan timbangan analitik (Kern & Sohn GmbH, ABJ 220-4M-Jerman) dengan ketelitian 0.1 g. Kekasaran permukaan zona pengelasan sampel dikarakterisasi menggunakan penguji kekasaran permukaan (SaluTron® GmbH, TR200, Jerman). Perubahan morfologi permukaan juga diamati di bawah mikroskop optik stereo (Motic Images Plus 2.0, China), di mana hasil morfologi dianalisis menggunakan *software* Image J-NIH (Image J, National Institutes of Health, USA).

TABEL 1. Komposisi kimia logam induk (wt.%)

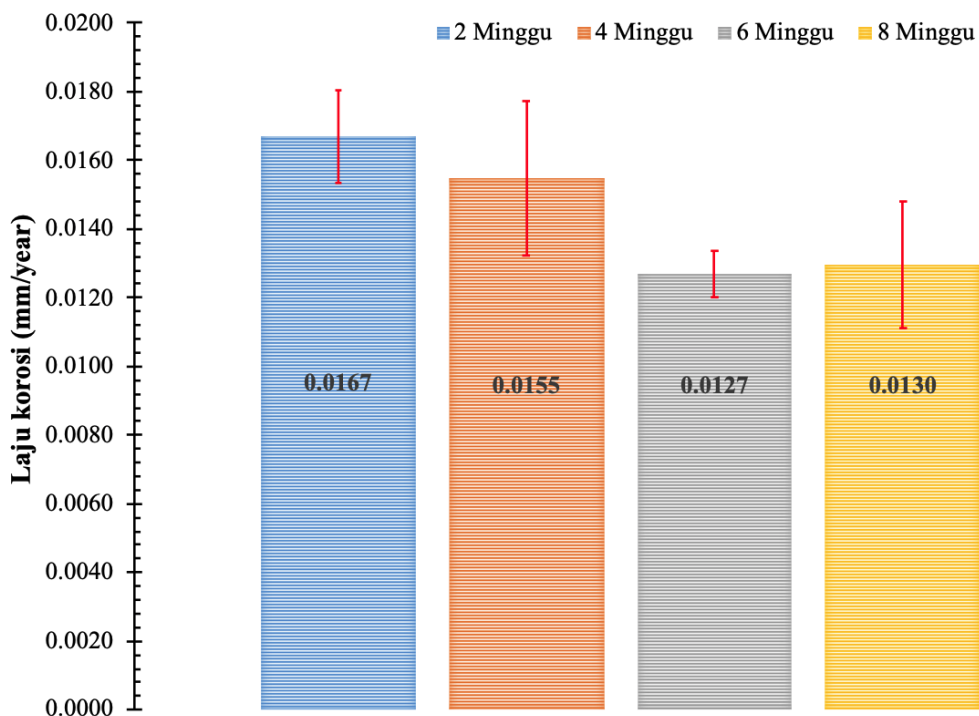
Materials	C	Mn	Si	Cu	M g	Zn	Cr	Ni	Mo	S	P	Fe
SS202	0.150	9.390	0.660	0.450	-	-	13.650	3.624	0.120	-	-	Bal.
Low Carbon Steel	0.202	0.648	0.449	-	-	-	0.325	-	-	0.016	0.019	Bal.



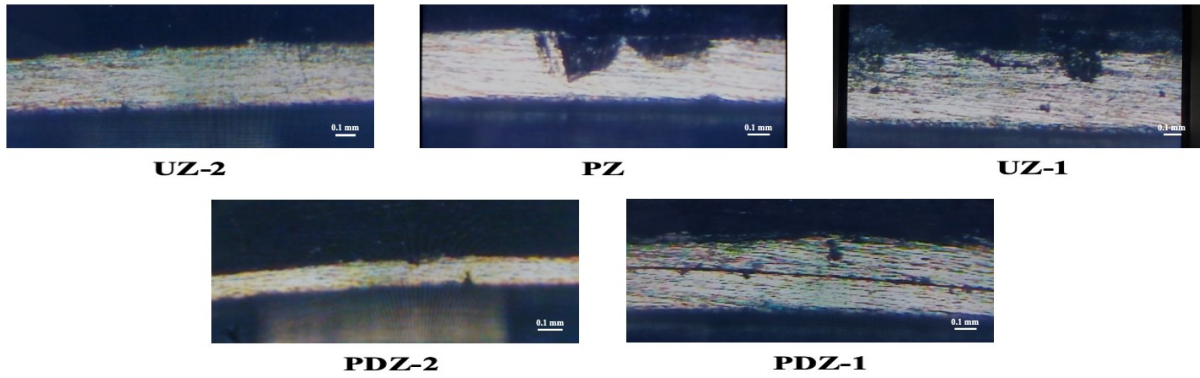
GAMBAR 1. a) Skema mesin las gesek penggerak kontiniu b) rakitan komponen mesin las gesek

### 3. HASIL DAN PEMBAHASAN

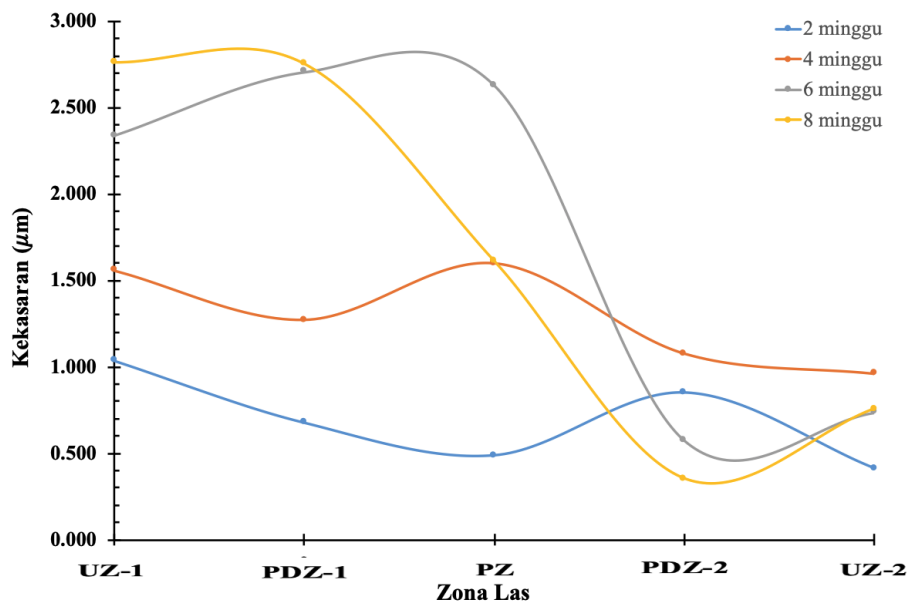
Dalam penelitian ini penentuan daerah yang berbeda secara spesifik dari logam hasil pengelasan yang dibagi menjadi lima zona: (1) zona tidak terdeformasi dari baja karbon rendah (*undeformed zone*, UZ-1), (2) zona tidak terdeformasi dari SS 202 (*undeformed zone*, UZ-2), (3) zona deformasi sebagian dari baja karbon rendah (*partially deformed zone*, PDZ-1), (4) zona deformasi sebagian SS 202 (*partially deformed zone*, PDZ-2), dan (5) zona plastis (*plasticized zone*, PZ) yang merupakan logam yang berdekatan dengan antarmuka las (WI) [1][3][9].



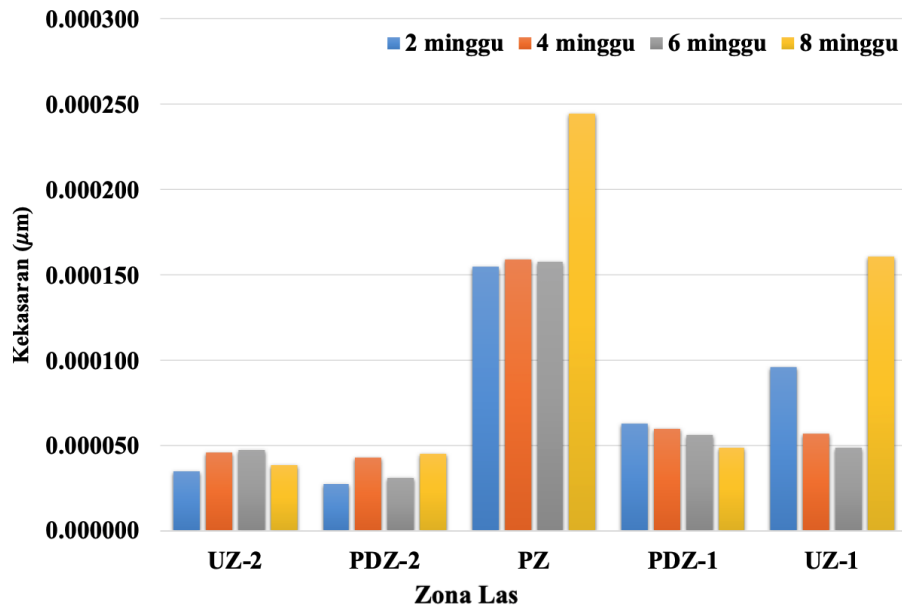
GAMBAR 2. Laju korosi selama uji perendaman



GAMBAR 3. Morfologi korosi permukaan pada zona pengelasan sampel setelah perendaman selama delapan minggu



GAMBAR 4. Nilai kekasaran permukaan pada zona pengelasan sampel setelah perendaman



GAMBAR 5. Representatif nilai kekasaran permukaan pada zona pengelasan sampel dianalisis menggunakan Software Image J-NIH

Gambar 2 menunjukkan laju korosi rata-rata sampel selama uji perendaman. Laju korosi yang tinggi terjadi pada minggu kedua dan mulai melambat pada waktu pengukuran berikutnya. Perlambatan laju korosi disebabkan oleh terbentuknya lapisan pasif yang menutupi permukaan benda uji [10] pada penelitian ini pada zona UZ-1, PDZ-1, dan PZ. Fenomena serupa diamati oleh Nasution, A.K., et al. 2018 bahwa lapisan besi hidroksida terbentuk, tetapi sebagian turun sekitar hari ke 25 [6]. Gambar 3 menunjukkan representatif morfologi permukaan zona pengelasan sampel pada minggu ke delapan. Dari gambar morfologi terlihat zona yang memiliki kekasaran tinggi berada pada zona UZ-1, PDZ-1, dan PZ. Untuk gambar 4, secara umum nilai kekasaran permukaan pada zona pengelasan sampel masih didominasi pada zona UZ-1, PDZ-1, dan PZ, sedangkan untuk zona UZ-2 dan PDZ-2 tidak terlihat terlalu kasar. Nilai kinerja yang sama diperoleh berdasarkan analisis menggunakan *software* Image J-NIH terhadap hasil morfologi permukaan yang kasar akibat proses korosi (Gambar 5). Jika dilihat, hampir semua jenis korosi yang terjadi di area pengelasan adalah korosi seragam. Hal yang sama juga ditemukan oleh Zhu, S et al. (2009) tentang perendaman *stent* besi selama kurang lebih satu bulan dalam cairan tubuh simulasi (*simulated body fluid*, SBF) [11]. Pada zona UZ-2 dan PDZ-2 tidak terdapat permukaan yang kasar akibat proses korosi. Permukaan paling kasar terjadi di zona PZ, diikuti oleh zona PDZ-1 dan zona UZ-1, sedangkan pada zona PZ, korosi yang terbentuk merupakan bentuk korosi galvanik akibat adanya dua logam atau paduan yang berbeda yang saling bersentuhan atau bersentuhan dalam larutan elektrolit yang memiliki potensial korosi berbeda.

#### 4. KESIMPULAN

Evaluasi korosi melalui pemantauan korosi pada semua zona hasil las gesek untuk logam baja karbon rendah dengan SS 202 adalah korosi seragam, sedangkan pada zona PZ terbentuk korosi galvanik akibat adanya dua logam yang berbeda yang saling bersentuhan.

#### UCAPAN TERIMAKASIH

Seluruh penulis mengucapkan terimakasih kepada Kementerian Pendidikan, Kebudayaan, Riset, dan Teknologi Republik Indonesia yang telah membiayai kegiatan penelitian ini dengan nomor kontrak: 006/LL10/PG-DPJ/2021. Pada kesempatan ini juga, penulis mengucapkan terima kasih kepada Lembaga Penelitian dan Pengabdian Kepada Masyarakat Universitas Muhammadiyah Riau.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] A. K. Nasution, N. S. Murni, N. B. Sing, M. H. Idris, and H. Hermawan, "Partially degradable friction-welded pure iron–stainless steel 316L bone pin," *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.*, vol. 103, no. 1, pp. 31–38, 2015.
- [2] A. K. Nasution, P. Nawangsari, A. Junaidi, and H. Hermawan, "Friction welding of AZ31-SS316L for partially-degradable orthopaedic pins," in *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 2019, vol. 532, no. 1, p. 12014.
- [3] H. K. Rafi, G. D. J. Ram, G. Phanikumar, and K. P. Rao, "Microstructure and tensile properties of friction welded aluminum alloy AA7075-T6," *Mater. Des.*, vol. 31, no. 5, pp. 2375–2380, 2010.
- [4] N. Özdemir, "Investigation of the mechanical properties of friction-welded joints between AISI 304L and AISI 4340 steel as a function rotational speed," *Mater. Lett.*, vol. 59, no. 19–20, pp. 2504–2509, 2005.
- [5] H. Liu, Y. Aoki, Y. Aoki, K. Ushioda, and H. Fujii, "Principle for obtaining high joint quality in dissimilar friction welding of Ti-6Al-4V alloy and SUS316L stainless steel," *J. Mater. Sci. Technol.*, vol. 46, pp. 211–224, 2020.
- [6] A. K. Nasution, M. F. Ulum, M. R. A. Kadir, and H. Hermawan, "Mechanical and corrosion properties of partially degradable bone screws made of pure iron and stainless steel 316L by friction welding," *Sci. China Mater.*, vol. 61, no. 4, pp. 593–606, 2018.
- [7] A. Farooq, M. Azam, and K. M. Deen, "Corrosion behavior of stainless steel weldments in physiological solutions," *Mater. Res. Express*, vol. 5, no. 1, p. 15401, 2018.
- [8] ASTM Standard G-31, "Standard Practice for Laboratory Immersion Corrosion Testing of Metals, Annual Book of ASTM Standards," ASTM Int. West Conshohocken, USA., vol. 3.02, p. 101, 2021.
- [9] P. Sathiya, S. Aravindan, and A. N. Haq, "Effect of friction welding parameters on mechanical and metallurgical properties of ferritic stainless steel," *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, vol. 31, no. 11–12, pp. 1076–1082, 2007.
- [10] Y. Chen et al., "Comparative corrosion behavior of Zn with Fe and Mg in the course of immersion degradation in phosphate buffered saline," *Corros. Sci.*, vol. 111, pp. 541–555, 2016.
- [11] S. Zhu et al., "Biocompatibility of pure iron: in vitro assessment of degradation kinetics and cytotoxicity on endothelial cells," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 29, no. 5, pp. 1589–1592, 2009.