

Pengaruh kekasaran permukaan terhadap ketahanan korosi *stainless steel* 444 dalam cairan *saliva* buatan

Aldinor Setiawan¹, Agus Suprihanto¹, Sulistyoy¹

¹Departemen Teknik Mesin, Universitas Diponegoro
Jl. Prof. Sudarto Semarang 50275
Email korespondensi: aldinor9494@gmail.com

Abstrak

Stainless steel 444 merupakan tipe feritik yang digunakan sebagai material selubung magnet pada dental magnetic attachment. Seiring pemakaian, permukaannya mengalami gesekan yang menyebabkan kekasaran permukaan berubah. Kajian ini mempelajari pengaruh kekasaran permukaan terhadap ketahanan korosinya. Spesimen dengan variasi kekasaran permukaan Ra 0,146, 0,196 dan 0,624 telah berhasil diuji ketahanan korosinya dalam larutan saliva buatan. Pengujian korosi menggunakan metode weight loss dan polarisasi. Hasil uji mendapatkan kekasaran permukaan Ra 0,146 laju korosinya 0,00022 mm/y, sedang kekasaran permukaan 0,624 laju korosinya 0,00057 mm/y. Hasil ini menunjukkan bahwa ketahanan korosi semakin menurun seiring permukaan spesimen semakin kasar.

Kata kunci: kekasaran permukaan, laju korosi, saliva buatan, stainless steel 444.

Abstract

Stainless steel 444 is a ferritic type used as a magnetic sheath material in dental magnetic attachments. As time goes on, the surface gets rougher. This research studies the effect of surface roughness on its corrosion resistance. Specimens with variations in surface roughness Ra 0.146, 0.196 and 0.624 have been successfully tested for corrosion resistance in an artificial saliva solution. Corrosion testing using weight loss and polarization methods. The test results show that the surface roughness of Ra 0.146 and 0.624 has a corrosion rate of 0.00022 mm/y and 0.00057 mm/y respectively. These results indicate that the corrosion resistance decreases with the roughness of the specimen surface.

Keywords: surface roughness, corrosion rate, artificial saliva, stainless steel 444

1. Pendahuluan

Stainless steel atau baja tahan karat merupakan salah satu logam yang memiliki ketahanan karat yang tinggi. Oleh karena itu, baja tahan karat banyak digunakan untuk keperluan medis seperti pada komponen gigi palsu [1]. Salah satu tipe baja tahan karat yang mulai digunakan untuk aplikasi tersebut adalah seri 444. Seri ini termasuk dalam kelompok baja tahan karat ferit. Studi literatur yang telah dilakukan menunjukkan bahwa seri 444 memiliki ketahanan korosi yang identik dengan seri 316. Hanya saja karena sifatnya yang magnetik, seri ini tidak digunakan sebagai material implan tulang. Meskipun demikian, seri 444 cocok digunakan sebagai bahan selubung magnet pada *dental magnetic attachment*.

Penggunaan seri 444 pada *dental magnetic attachment* mengharuskan baja tahan karat tersebut berkontak dengan larutan *saliva*, yaitu larutan yang terdapat di dalam mulut. Sebagaimana larutan yang terdapat di dalam tubuh lainnya, larutan *saliva* banyak mengandung ion klorida. Oleh karena itu, larutan *saliva* termasuk larutan yang korosif bagi baja tahan karat. Hal ini dapat menyebabkan baja tahan karat tersebut mengalami serangan korosi.

Selama penggunaannya, gerakan mulut ketika mengunyah makanan dapat menyebabkan antar

bagian mengalami gesekan. Gesekan yang terjadi tersebut dapat menyebabkan permukaan yang semula halus menjadi kasar. Kekasaran permukaan dari benda kerja mempengaruhi serangan korosi yang terjadi. Benda yang permukaannya lebih kasar akan mudah mengalami serangan korosi dibandingkan dengan benda yang permukaannya halus. Permukaan logam yang kasar menyebabkan ketahanan korosinya menurun [2, 3].

Baja tahan karat seri 444 ini memiliki ketahanan korosi yang tinggi dalam lingkungan yang mengandung asam klorida [4, 5]. Meskipun demikian, disebabkan selama pemakaian sebagai material selubung magnet pada *dental magnetic attachment*, kekasaran permukaannya semakin kasar, ketahanan korosinya dapat menurun. Sayangnya, belum banyak literatur yang membahas mengenai pengaruh kekasaran permukaan terhadap ketahanan korosi baja tahan karat seri 444 pada lingkungan *saliva*.

2. Metode

Material yang digunakan dalam kajian ini adalah *Stainless Steel* tipe 444. Pengujian komposisi kimia menggunakan alat Spectrotest TXC03, dengan metode pengujian sesuai ASTM E415-15, hasil uji ditampilkan pada Tabel 1:

Tabel 1. Komposisi kimia SS 444.

W (%)	C	Si	Mn	P	S
Maks.	0,03	0,54	0,09	0,03	0,01
W (%)	Cr	Mo	Ni	Cu	Fe
Maks.	18,57	1,71	0,15	0,02	78,5

Pembuatan Spesimen

Spesimen benda uji dibuat dengan tahapan sebagai berikut:

Penyediaan Material Logam

Logam yang dipilih merupakan jenis dari *stainless steel* tipe 444, karna mengandung lebih sedikit unsur Nikel dari pada tipe *stainless steel* 316L yang biasa digunakan di dunia medis.

Pemotongan Spesimen

Logam *stainless steel* yang tersedia di pasaran berupa plat tipis dengan tebal 2 mm, lalu dipotong menggunakan mesin pemotong dengan ukuran 23 mm x 13 mm sebanyak 9 buah.

Polishing

Untuk memberikan perbedaan kekasaran pada permukaan spesimen, maka dilakukan *polishing* menggunakan kertas silikon karbida dengan ukuran *grid* dari 80, 400 sampai 600.

Finishing

Spesimen yang sudah sampai tahapan pengamplasan, lalu dibersihkan dari sisa-sisa kotoran yang masih menempel dengan air distilasi kemudian dikeringkan dengan kain bludru.

Untuk pembuatan *saliva* banyak sekali formula dan metode yang telah dilakukan, salah satunya dengan mengikuti dari kajian terdahulu, dengan komposisi yang ditampilkan pada Tabel 2 berikut.

Tabel 2. Komposisi *saliva* buatan untuk 1 L [6].

Larutan	gr/l
NaHPO4	0,26
KSCN	0,33
NaCl	6,7
KH2PO4	0,200
KCL	1,20
NaHCO3	1,50
HCL	Balance
Aquades	Balance

Semua bahan ditimbang sesuai massa dan dicampurkan jadi satu ke dalam gelas ukur, lalu dilarutkan dengan air distilasi sampai 1 L, pengadukan larutan menggunakan alat *magnetic*

steering yang ada di Laboratorium Metalurgi dan Fisika, Departemen Teknik Mesin, Universitas Diponegoro, sampai larutan menjadi homogen dan HCL diteteskan sedikit demi sedikit, perubahan pH dikontrol menggunakan alat pH meter digital sampai larutan pH menjadi ± 7 .

Pengujian Kekasaran

Pengujian kekasaran dilakukan untuk mengetahui pengaruh beda kekasaran pada permukaan terhadap laju korosi yang terjadi. Alat yang digunakan model Mitutoyo SURFTEST SJ-210 rentang pengukuran 17,5 mm (sumbu X) dan 260 μm (sumbu Z), tempat pengujian dilakukan di Laboratorium Metrologi, Departemen Teknik Mesin, Universitas Diponegoro. Pada pengukuran ini dilakukan pengujian sebanyak 9 spesimen dengan masing-masing spesimen diuji pada 3 titik berbeda. Parameter pengukuran kekasaran diukur dengan menghitung selisih simpangan permukaan asli dari permukaan ideal dengan besaran jarak. Simpangan besar dapat diketahui bahwa permukaan kasar, begitu pula sebaliknya simpangan kecil menunjukkan bahwa permukaannya halus. Untuk mengukur kekasaran permukaan dapat menggunakan metode kontak langsung pada permukaan material. Prinsip kerja metode ini menggunakan jarum yang berjalan sepanjang permukaan material. Jarum tersebut memiliki ukuran tersendiri tergantung dari keakuratan alat *surface roughness* yang digunakan. Sepanjang perjalanan, pengukuran *stylus* bergerak naik turun mengikuti bentuk kekasaran permukaan.

**Gambar 1.** Skema pengambilan data kekasaran.**Studi Korosi Metode Weight Loss**

Preparasi spesimen dan uji korosi dengan metode kehilangan berat dilakukan sesuai standar dari ASTM G1 [7]. Plat *stainless steel* dipotong dengan ukuran 23 mm x 13 mm sebanyak 9 buah, lalu digosok menggunakan kertas amplas mulai dari *grid* 80, 400 dan 600, sebelum memulai perendaman, spesimen harus dibersihkan terlebih dahulu dengan air distilasi untuk menghilangkan sisa-sisa kotoran. Pengujian dilakukan dalam 3 variasi kekasaran: 80, 400 dan 600. Perhitungan laju korosi kehilangan berat dengan menimbang masing-masing spesimen berat awalnya. Spesimen direndam di dalam larutan *saliva* buatan (pH 7) menggunakan wadah bejana plastik, suhu

larutan dimodifikasi sesuai suhu di dalam mulut yaitu $\pm 36^{\circ}\text{C}$ yang dikontrol secara otomatis menggunakan termostat digital. Pengambilan data dilakukan setiap seminggu sekali, masing-masing spesimen ditimbang kembali menggunakan neraca analitik dengan tingkat ketelitian mencapai 0,0001 gr, sehingga nanti mendapatkan nilai berat hilang (W), kemudian dapat menghitung laju korosi dengan Persamaan 1 sesuai pada standar ASTM G1 [7].

$$CR : \frac{K W}{A T D} \quad (1)$$

Keterangan:

CR: Corrosion Rate

K: Konstanta (mm/y)

W: Berat hilang

A: Surface area (cm²)

T: Lama waktu perendaman

D: Densitas (gr/cm³)

Studi Korosi Metode Polarisasi

Peralatan yang digunakan dalam pengujian ini adalah 3 sel elektroda yang terhubung dengan peralatan potensiostat Autolab PG STAT 302 M, sehingga arus yang dihasilkan pada setiap tegangan yang diberikan dapat direkam oleh komputer yang sudah terdapat software NOVA Autolab di dalamnya. Langkah-langkah yang dilakukan dalam proses pengujian laju korosi adalah sebagai berikut:

1. Mempersiapkan larutan *saliva* buatan sebanyak 1,5 liter dengan pH 7 ($\pm 0,1$).
2. Mempersiapkan peralatan sumber potensial, yaitu seperangkat Potensiostat Autolab PG STAT 302 M yang dihubungkan dengan komputer dan software NOVA.
3. Meletakkan elektroda acuan yang berupa unsur Ag/AgCl, elektroda pembantu yang berupa platina, dan elektroda kerja atau spesimen uji ke dalam gelas beker yang telah ada larutan *saliva* buatan di dalamnya dengan menggunakan tang penjepit. Diusahakan pada saat peletakan masing-masing elektroda tidak saling bersinggungan.
4. Pada software NOVA yang terhubung dengan seperangkat Potensiostat Autolab PG STAT 302M yang berfungsi sebagai sumber potensial diatur pada -500 mv sampai dengan +500 mv.
5. Setelah semua selesai diatur, klik tanda "Start" pada bagian kiri bawah untuk memulai pengujian laju korosi. Proses *scanning* ini bertujuan untuk mencari nilai potensial yang akan digunakan untuk *running* pengujian spesimen tersebut.
6. Setelah nilai potensial ditemukan, selanjutnya software NOVA di-*running* pada potensial -500

mv sampai dengan -100 mv. Selama proses *running* secara otomatis software NOVA akan menampilkan pembuatan grafik tafel yang dibuat secara bertahap.

7. Setelah grafik tafel terbentuk, masukkan data massa jenis material yang diuji (g/cm³), berat atom logam (g/mol), serta luas permukaan material uji (cm²) pada bagian kolom di pojok kanan bawah. Data-data ini digunakan oleh software untuk menghitung laju korosinya.

Nilai-nilai penting yang dibutuhkan untuk mengetahui besarnya laju korosi spesimen tersebut adalah laju korosi, kuat arus korosi, dan beda potensial korosi. Untuk mengetahui nilai-nilai ini dilakukan pengeplotan terhadap grafik.

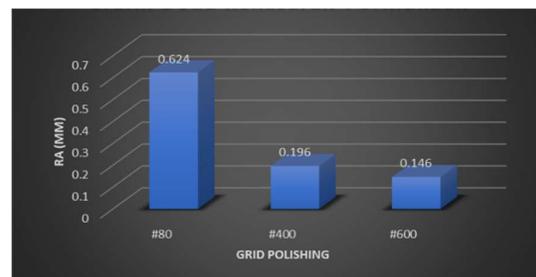
3. Hasil dan Pembahasan

Karakterisasi Permukaan

Karakterisasi permukaan dengan cara menentukan kekasaran permukaan, yang sebelumnya sudah dilakukan *grinding* dan *polishing* menggunakan kertas silikon karbida dengan ukuran 80, 400 dan 600. Hasil pengukuran kekasaran ditampilkan dalam Tabel 3. Hasil dari data perbedaan kekasaran permukaan akan digunakan sebagai data tambahan untuk pengujian ketahanan korosi.

Tabel 3. Data hasil pengujian kekasaran.

No	Grid Polishing	Ra (μm)
1	80	0,624
2	400	0,196
3	600	0,146



Gambar 2. Hasil pengujian kekasaran.

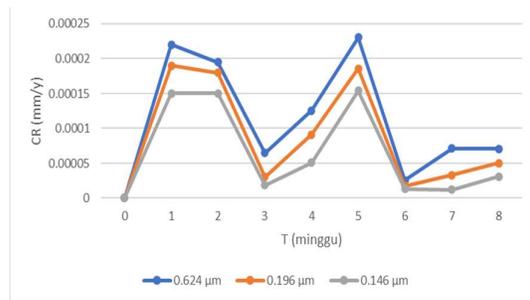
Uji Korosi Metode Weight Loss Test

Perilaku korosi SS 444 dipelajari dengan cara menghitung kehilangan berat spesimen terhadap lama waktu pencelupan dalam larutan *saliva* buatan, kandungan pH *saliva* akan berubah seiring proses pencelupan selama satu minggu (7 hari), dengan suhu larutan yang tetap dijaga diangka $36-37^{\circ}\text{C}$ dengan menggunakan *heater* sebagai pemanas dan termostat sebagai pengontrol suhu otomatis. Polanya diamati untuk penurunan berat sampel kumulatif dengan waktu pencelupan. Gambar 3 menunjukkan hubungan antara kekasaran dengan laju korosi ferritik *stainless*

steel 444 setelah terpapar larutan saliva buatan secara grafis. Pada Tabel 4 memperlihatkan laju korosi (CR) tiga macam jenis kekasaran permukaan berbanding lurus dengan penambahan waktu (t) pengujian. Pada dasarnya, sampel pengujian mengalami kehilangan berat, namun hasilnya laju korosi akan berbeda di setiap minggu pengambilan data, karena bisa jadi proses pembersihan dan persiapan sampel uji yang belum maksimal dan permukaan kekasaran yang sudah mulai berubah.

Tabel 4. Data hasil pengujian laju korosi WL

Waktu (mingguan)	Laju Korosi (mm/y)		
	0,624	0,196	0,146
0	0	0	0
1	22×10^{-5}	19×10^{-5}	15×10^{-5}
2	19×10^{-5}	18×10^{-5}	15×10^{-5}
3	64×10^{-6}	30×10^{-6}	18×10^{-6}
4	12×10^{-5}	91×10^{-6}	51×10^{-6}
5	23×10^{-5}	18×10^{-5}	15×10^{-5}
6	25×10^{-6}	17×10^{-6}	13×10^{-6}
7	71×10^{-6}	32×10^{-6}	12×10^{-6}
8	70×10^{-6}	50×10^{-6}	31×10^{-6}

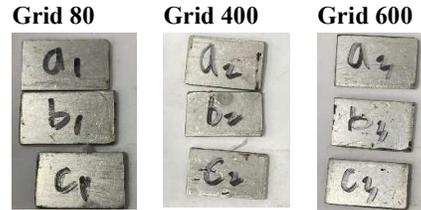


Gambar 3. Laju korosi terhadap waktu.

Pada Gambar 3, dapat dilihat berdasarkan data kehilangan berat yang terjadi pada masing-masing sampel didapatkan laju korosi tertinggi hingga terendah, pada kekasaran permukaan 80 (0,624 μm), yakni laju korosi tertinggi terjadi pada minggu ke-5 sebesar 0,00023 mm/y, karena permukaan logam stainless steel yang lebih kasar akan menyebabkan beda potensial dan cenderung untuk menjadi anoda yang terkorosi. Semakin kasar permukaan suatu logam menyebabkan ketidakhomogenan pada permukaan, hal ini yang menjadi salah satu penyebab utama terjadinya korosi. Permukaan logam yang tidak rata akan memudahkan terjadinya kutub-kutub muatan (muatan positif dan negatif), yang akhirnya akan berperan sebagai anoda dan katoda pada reaksi elektrokimia. Sedangkan laju korosi terendah terjadi pada sampel minggu ke-7 kekasaran permukaan 600 (0,146 μm), yakni sebesar 0,00012 mm/y.

Pada awal pencelupan spesimen ke dalam larutan saliva, kondisi permukaan spesimen masih bersih

sehingga laju korosinya cepat, lalu pada minggu ke-3 ketika mulai terkorosi, sehingga permukaan spesimen mulai tertutup produk korosi menyebabkan laju korosi sempat mengalami penurunan, hal ini menyebabkan terhalangnya transfer ion ke elektrolit. Masalah ini kembali terulang pada minggu ke-4 sampai dengan seterusnya.



Gambar 4. Contoh spesimen sebelum pengujian korosi.



Gambar 5. Contoh spesimen setelah pengujian korosi.

Uji Korosi Metode Polarisasi Linier

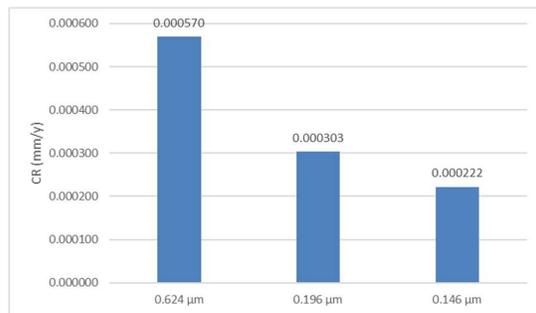
Dari hasil pengujian Polarisasi Linier, laju korosi pada kekasaran permukaan yang lebih tinggi (0,624 μm) berbanding lurus terhadap laju korosi yang semakin meningkat dibandingkan dengan kekasaran yang lebih kecil (0,146 μm), ini membuktikan bahwasanya beda kekasaran pada permukaan akan sangat berpengaruh terhadap laju korosi pada material stainless steel tipe 444. Dalam arti kata, semakin halus permukaan maka laju korosi akan semakin rendah begitu pula sebaliknya. Data hasil pengujian disajikan pada Tabel 5, dan pada Gambar 6 menunjukkan hubungan antara kekasaran dengan laju korosi ferritik stainless steel 444 setelah terpapar larutan saliva buatan disajikan secara grafis dengan menggunakan metode polarisasi linier.

Permukaan logam stainless steel yang lebih kasar akan menyebabkan beda potensial dan cenderung untuk menjadi anoda yang terkorosi. Semakin kasar permukaan suatu logam menyebabkan ketidakhomogenan pada permukaan, hal ini memudahkan terjadinya korosi. Permukaan logam yang tidak rata akan memudahkan terjadinya kutub-kutub muatan (muatan positif dan negatif), yang akhirnya akan berperan sebagai anoda dan katoda pada reaksi elektrokimia. Permukaan logam yang halus dan bersih akan menyebabkan korosi sukar terjadi, sebab sukar terjadi kutub-kutub yang akan bertindak sebagai anoda dan katoda. Maka dari itu, laju korosi akan semakin meningkat seiring bertambah kasarnya permukaan logam. Hal ini sesuai dengan hasil yang telah dikaji sebelumnya [2, 3, 8]. Saat nilai kekasaran permukaan bertambah besar, maka laju korosi juga akan semakin besar (berbanding lurus).

Permukaan logam yang lebih kasar akan menimbulkan beda potensial pada permukaan, semakin kasar maka semakin besar juga beda potensial antar permukaan tersebut, hal ini menyebabkan permukaan tersebut memiliki kecenderungan untuk menjadi anoda yang terkorosi.

Tabel 5. Data hasil pengujian laju korosi (linier polarization).

Sampel	E_{corr} (V)	I_{corr} (A/cm^2) $\times 10^{-8}$	CR (mm/y) $\times 10^{-5}$
A1	-0,051	5,5	58
C1	-0,039	4,28	55
B2	-0,036	3,39	39
C2	-0,005	1,41	21
B3	0,0013	1,28	17
C3	0,0400	1,47	26



Gambar 6. Laju korosi polarisasi linier.

4. Kesimpulan

Dari hasil kajian dan analisis ketahanan laju korosi terhadap beda kekasaran permukaan yang sudah dilakukan pada material *stainless steel* tipe 444, didapatkan kekasaran permukaan sangat berpengaruh terhadap tingkat laju korosi dari material feritik *stainless steel* tipe 444. Di mana semakin besar nilai kekasaran material feritik *stainless steel* tipe 444 maka semakin tinggi pula laju korosi yang terjadi. Karena permukaan logam yang lebih kasar akan menimbulkan beda potensial pada permukaan, semakin kasar maka semakin besar juga beda potensial antar permukaan tersebut, hal ini menyebabkan permukaan tersebut memiliki kecenderungan untuk menjadi anoda yang terkorosi. Hasil terbaik (laju korosi yang paling rendah) yang didapatkan dari metode kehilangan berat (*Weight Loss*) adalah pada kekasaran permukaan 0,146 μm dengan laju korosi sebesar 0,000012 mm/y. Dan hasil terbaik (laju korosi yang paling rendah) yang didapatkan dari metode polarisasi linier adalah pada kekasaran permukaan 0,146 μm dengan laju korosi sebesar 0,000222 mm/y, dan laju korosi tertinggi pada variasi kekasaran permukaan 0,624 μm sebesar 0,000570 mm/y.

Daftar Pustaka

- [1] Hermawan H. Pengenalan pada Biomaterial 2019:1–8. <https://doi.org/10.31227/osf.io/v3z5t.1/8>.
- [2] Sani M. Pengaruh Kekasaran Permukaan Terhadap Laju Korosi Pada Baja HQ 705. Universitas Tridianti, 2020.
- [3] Ichwani MR. Pengaruh Kekasaran Permukaan Terhadap Laju Korosi Baja API 5L Dalam Larutan Asam, Basa dan Garam. Brawijaya, 2014.
- [4] Manam NS, Harun WSW, Shri DNA, Ghani SAC, Kurniawan T, Ismail MH, et al. Study of corrosion in biocompatible metals for implants: A review. *J Alloys Compd* 2017;701:698–715. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2017.01.196>.
- [5] Potgieter JH, Adams F V, Maledi N, Der Merwe J Van, Olubambi PA. Corrosion Resistance of Type 444 Ferritic Stainless Steel in Acidic Chloride Media. *J Chem Mater Sci* 2012;2:37–48.
- [6] Ardhy S, Gunawarman, Affi J. Perilaku Korosi Titanium dalam Larutan Modifikasi Saliva Buatan Untuk Aplikasi Ortodontik. *J Mek* 2015;6:585–93.
- [7] ASTM International. Standard Practice for Preparing , Cleaning , and Evaluating Corrosion Test. *Significance* 1999;90:1–9. <https://doi.org/10.1520/G0001-03R11.2>.
- [8] Turdean GL, Craciun A, Popa D, Constantiniuc M., Study of electrochemical corrosion of biocompatible Co–Cr and Ni–Cr dental alloys in artificial saliva. Influence of pH of the solution. *Mater Chem Phys* 2019;233:390–8. <https://doi.org/10.1016/j.matchemphys.2019.05.041>.