

PENGUJIAN LAJU KOROSI PADA PERANGKAT ORTODONTIK DENGAN MATERIAL STAINLESS STEEL 316L PADA PENERAPAN LARUTAN SALIVA DAN KEKASARAN PERMUKAAN

Joshua Misael¹, Agus Suprihanto², Gunawan Dwi Haryadi²

¹Mahasiswa Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

²Dosen Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

Jl. Prof. Sudharto, SH., Tembalang-Semarang 50275, Telp. +62247460059

*E-mail: Jmisael199.jm@gmail.com

Abstrak

Saat ini semakin banyak masyarakat Indonesia bahkan dunia yang mengalami maloklusi, baik perempuan maupun laki laki. Menurut WHO tahun 2003, hasil survei melalui *Dental Aesthetic Index* (DAI) menunjukkan angka kejadian maloklusi sebanyak 66,67% (Kristianingsih, 2014). Kawat ortodonti (archwire) merupakan komponen aktif dari alat ortodonti cekat yang digunakan untuk menggerakkan gigi. Kawat ortodontik *stainless steel* merupakan kawat yang paling sering digunakan saat ini dalam perawatan ortodontik. Kawat ortodonti *stainless steel* lebih banyak digunakan karena sifat superelastisitas yang dimilikinya (O'Brian, 2002). Salah satu tipe *stainless steel* yang digunakan untuk kawat ortodonti adalah tipe 316L. Di dalam rongga mulut kawat *stainless steel* 316L selalu berkontak langsung dengan saliva dan dapat menyebabkan korosi, oleh sebab itu pengujian dilakukan dengan menggunakan metode *weight loss* dan metode polarisasi linier. Perbedaan kekasaran permukaan pada *stainless steel* 316L mempengaruhi laju korosi spesimen tersebut. Kekasaran permukaan dengan nilai kekasaran 0,172 μ m menghasilkan nilai laju korosi sebesar 0,1629 mm/y, sedangkan permukaan dengan nilai kekasaran 0,042 μ m menghasilkan nilai laju korosi sebesar 0,0815mm/y pada perendaman saliva buatan selama 8 minggu menggunakan metode *weight loss*. Untuk metode polarisasi linier didapati nilai laju korosi sebesar 0,00067mm/y pada kekasaran permukaan dengan nilai 0,024 μ m, sedangkan untuk kekasaran permukaan dengan nilai 0,176 μ m didapati nilai laju korosi sebesar 0,16356mm/y. Hal ini menunjukkan bahwa semakin kasar permukaan spesimen maka semakin tinggi nilai laju korosi yang diperoleh. Penggunaan material *stainless steel* 316L dapat digunakan untuk kawat ortodonti selama memiliki nilai kekasaran permukaan tidak melebihi 0,051 μ m.

Kata kunci: korosi; metode polarisasi linier; metode *weight loss*; stainless steel 316l

Abstract

Currently, more and more people in Indonesia and even the world are experiencing malocclusion, both women and men. According to WHO in 2003, the results of a survey through the *Dental Aesthetic Index* (DAI) showed the incidence of malocclusion was 66.67% (Kristianingsih, 2014). Orthodontic wire (archwire) is an active component of fixed orthodontic appliances that are used to move teeth. Stainless steel orthodontic wire is the wire that is most often used today in orthodontic treatment. Stainless steel orthodontic wire is more widely used because of its superelastic properties (O'Brian, 2002). One type of stainless steel used for orthodontic wire is type 316L. In the oral cavity 316L stainless steel wire is always in direct contact with saliva and can cause corrosion, therefore the test was carried out using the *weight loss* method and the linear polarization method. The difference in surface roughness in 316L stainless steel affects the corrosion rate of the specimen. Surface roughness with a roughness value of 0.172 μ m produces a corrosion rate of 0.1629 mm/y, while a surface with a roughness value of 0.042 μ m produces a corrosion rate of 0.0815mm/y in artificial saliva immersion for 8 weeks using the *weight loss* method. For the linear polarization method, the corrosion rate value of 0.00067mm/y was found at the surface roughness with a value of 0.024 μ m, while for the surface roughness with a value of 0.176 μ m, the corrosion rate value was 0.16356mm/y. This indicates that the rougher the specimen surface, the higher the corrosion rate value obtained. The use of 316L stainless steel material can be used for orthodontic wire as long as it has a surface roughness value not exceeding 0.051 μ m.

Keywords: corrosion; linear polarization method; *weight loss* method; stainless steel 316l

1. Pendahuluan

Saat ini semakin banyak masyarakat Indonesia bahkan dunia yang mengalami maloklusi, baik perempuan maupun laki-laki. Maloklusi merupakan suatu kondisi ketidaksesuaian baik letak gigi maupun hubungan antara rahang atas dan rahang bawah terhadap kondisi normalnya. Menurut WHO tahun 2003, hasil survei melalui *Dental Aesthetic Index* (DAI)

menunjukkan angka kejadian maloklusi sebanyak 66,67% [1].

Orthodontik adalah salah satu cabang ilmu kedokteran gigi yang mempelajari pertumbuhan, perkembangan, variasi wajah, rahang dan gigi serta perawatan perbaikannya untuk tercapainya oklusi normal [2]. Perawatan ortodonti adalah perawatan yang bertujuan untuk memperbaiki berbagai masalah maloklusi dan dampaknya terhadap masalah di daerah rongga mulut dan maksilofasial [3]. Perawatan ortodonti yang dilakukan sejak dini akan mencegah perawatan ortodonti yang kompleks pada usia lanjut [4].

Kawat ortodonti (archwire) merupakan komponen aktif dari alat ortodonti cekat yang digunakan untuk menggerakkan gigi. Kawat ortodontik *stainless steel* merupakan kawat yang paling sering digunakan saat ini dalam perawatan ortodontik. Kawat ortodonti *stainless steel* lebih banyak digunakan karena sifat superelastisitas yang dimilikinya [5]. Pemilihan dari braket *stainless steel* sering digunakan karena memiliki beberapa kelebihan seperti komponen mekanisnya yang lebih baik, harganya yang lebih ekonomis, dan tahan terhadap korosi. Kelebihan ini yang tidak dimiliki oleh braket yang terbuat dari plastik maupun keramik [6]. Kawat ortodonti *stainless steel* 316L memiliki kandungan 75% *Ferrum*, 16% *Cromium*, 2%, 10% *Nickel*, 0.03% *Carbon* serta komponen lainnya.

Di dalam rongga mulut kawat *stainless steel* 316L selalu berkontak langsung dengan saliva. Derajat keasaman saliva dapat berubah sewaktu-waktu. Salah satu yang menyebabkan perubahan pH saliva adalah pengonsumsi minuman berkarbonasi yang memiliki pH asam [7]. Adanya kawat *stainless steel* 316L dan suasana asam dalam rongga mulut yang terjadi secara terus-menerus dapat menimbulkan banyak dampak yang merugikan bagi penggunaan kawat ortodonti. Pada kawat *stainless steel* yang terendam dalam minuman berkarbonasi akan terjadi pelepasan ion dari logam penyusun kawat. Efek pelepasan ion pada kawat menyebabkan deformasi kawat sehingga dapat merubah karakteristik dari kawat tersebut [8].

Korosi merupakan hasil dari interaksi material logam dengan lingkungan sekitarnya. Korosi ini dapat terjadi karena adanya dua reaksi, yaitu reaksi oksidasi dan reduksi. Pada reaksi oksidasi, akan terjadi pelepasan ion elektron oleh material yang bersifat anodik, sedangkan dalam proses reduksi, terjadi penangkapan ion elektron oleh material yang bersifat katodik [9]. Laju korosi yang terjadi pada kawat gigi *stainless steel* 316L di dalam rongga mulut dapat disebabkan oleh beberapa faktor, salah satunya adalah temperatur. Peningkatan temperatur dapat mempengaruhi laju reaksi oksida pada braket atau meningkatkan kemampuan lingkungan untuk mengoksidasi logam. Hal ini dikarenakan peningkatan temperatur sebanding lurus dengan kenaikan konstanta korosi. Selain temperatur, derajat keasaman juga berpengaruh terhadap laju korosi. Asam merupakan indikator korosi dalam logam. Semakin rendah nilai asam pada suatu lingkungan, akan meningkatkan pelepasan ion elektron yang terkandung di dalam logam pada proses korosi [10].

Braket yang ditempatkan di dalam rongga mulut dalam jangka waktu yang lama akan berpengaruh terhadap *surface characterization* pada braket, yang semula halus menjadi kasar akibat adanya proses korosi. Terjadinya korosi pada braket logam, akan mempengaruhi tingkat kekasaran pada *surface characterization* [11] [12]. Hal ini dapat berpengaruh terhadap efektifitas pergerakan gigi. Selain itu terbentuknya celah pada braket akibat perubahan yang terjadi pada *surface characterization*, dapat memberikan peluang terjadinya perlekatan bakteri *Streptococcus mutans* pada braket [13] [14]. Kondisi ini juga mampu memberikan dampak yang merugikan terhadap gesekan pada braket, sehingga mempengaruhi kualitas kinerja dan biokompatibilitas braket ortodonti [15].

Laju korosi adalah peristiwa merambatnya proses korosi yang terjadi pada suatu material. Dapat diartikan material yang hilang dalam satuan waktu. Metode yang bisa digunakan untuk mengukur laju korosi logam adalah metode kehilangan berat, mengukur dimensi dan densitas arus korosi. Beberapa paduan sudah memiliki nilai potensial korosi pada material yang secara umum digunakan dalam pembuatan struktur sehingga kita dapat mengambil data nilai potensial korosi material yang ada untuk sebagai acuan dalam pemilihan material yang akan digunakan dalam penelitian [16].

2. Metode Penelitian

2.1 Proses Persiapan Sampel Uji

Pada proses persiapan sampel uji terdapat 3 tahapan yakni pemotongan sampel uji, pembuatan *mounting* uji korosi, pengkasaran sampel uji. Untuk masing-masing proses persiapan, dijelaskan di bawah ini :

a. Pemotongan sampel uji

Pelat *Stainless Steel* 316L dipotong menjadi beberapa bagian dengan dimensi 10 x 10 x 6 mm. Pelat *Stainless Steel* 316L yang sudah dipotong kemudian dilakukan *polishing* dengan kertas amplas secara bertahap dari *grit* 240 sampai 1200, disesuaikan dengan variasi kekasaran yang diminati untuk pengujian ini.

b. Pembuatan *mounting* uji korosi

Pembuatan *mounting* uji korosi dilakukan agar sampel uji di tempatkan pada suatu media agar memudahkan penanganan tanpa merusak sampel. Pembuatan *Mounting* menggunakan pipa PVC 1½ Inch dengan ketinggian 20 mm per spesimen uji. Sampel uji nantinya akan di solder dengan kabel listrik untuk proses pengujian laju korosi sampel uji.

c. Pengkasaran sampel uji

Pengkasaran sampel uji dilakukan sebagai variasi dalam pengujian, variasi kekasaran yang digunakan dalam pengujian ini terdiri dari 3 kekasaran yang berbeda yaitu amplas *grit* 400, 800, dan *grit* 1200.

2.2 Proses Pengujian Sampel Uji

Pada proses pengujian sampel uji terdapat 3 jenis pengujian yakni pengujian kekasaran permukaan, pengujian laju korosi dengan metode *weight loss*, dan pengujian laju korosi dengan metode polarisasi linear. Untuk masing-masing proses pengujian, dijelaskan di bawah ini:

a. Pengujian kekasaran permukaan

Pengujian kekasaran permukaan dilakukan untuk mengetahui pengaruh beda kekasaran pada permukaan terhadap laju korosi yang terjadi. 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.

b. Pengujian laju korosi dengan metode *weight loss*

Metode yang digunakan untuk menghitung laju korosi adalah metode berat hilang. Metode ini melibatkan proses pembersihan dan penimbangan sebelum korosi dan pembersihan dan penimbangan setelah korosi [17]. Perhitungan laju korosi kehilangan berat dengan menimbang masing-masing spesimen berat awal dan akhir setelah perendaman selama 6 minggu atau 1008 jam.

c. Pengujian laju korosi dengan metode polarisasi linear

Pengujian korosi pada logam atau paduan dapat dilakukan dengan metode kurva polarisasi linier. Pinsipnya adalah jika anoda dan katoda yang ada dalam suatu elektrolit terhubung singkat, maka reaksi-reaksi anodik dan katodik akan berlangsung dan system sel elektrokimia akan keluar dari kesetimbangan. Uji polarisasi dilakukan dengan mengubah potensial elektroda kemudian memonitor tegangan yang dihasilkan untuk mengetahui rata-rata korosi dan tingkat ketahanan terhadap korosi [18].

3. Hasil dan pembahasan

3.1 Hasil Uji Kekasaran

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui nilai kekasaran permukaan dari spesimen setelah proses pengamplasan. Untuk memperoleh profil suatu permukaan, dalam percobaan ini digunakan suatu alat ukur yang disebut Portable Surface Roughness Tester Alat yang digunakan model Mitutoyo SURFTEST SJ-210 rentang pengukuran 17,5 mm (X axis) dan 260 μm (Z axis). Dimana jarum peraba dari alat ukur bergerak mengikuti lintasan yang berupa garis lurus dengan jarak yang ditentukan terlebih dahulu, yaitu 4 mm. Panjang lintasan disebut dengan Panjang pengukuran sesaat setelah jarum bergerak dan sesaat sebelum jarum berhenti, maka secara elektronik alat ukur melakukan perhitungan berdasarkan data yang diperoleh dari jarum peraba.

Nilai kekasaran permukaan untuk spesimen menggunakan metode *weight loss* yang telah dilakukan proses pengamplasan dengan amplas grid 400 menghasilkan tiga nilai yang berbeda yaitu, 0,171 μm , 0,179 μm , dan 0,172 μm , dengan nilai rata – rata kekasaran sebesar 0,174 μm . Untuk spesimen dengan amplas grid 800 menghasilkan nilai 0,032 μm , 0,033 μm , dan 0,032 μm , dengan nilai rata – rata kekasaran sebesar 0,032 μm . Spesimen terakhir dengan amplas grid 1200 menghasilkan nilai 0,019 μm , 0,014 μm , dan 0,016 μm , dengan nilai rata – rata kekasaran sebesar 0,016 μm .

Hasil dari uji kekasaran permukaan spesimen untuk pengujian dengan metode polarisasi linier setelah melalui proses pengamplasan dengan grid 400, 800 dan 1200 .Pengamplasan dengan amplas grid 400 menghasilkan tiga nilai yang berbeda yaitu, 0,169 μm , 0,184 μm , dan 0,176 μm , dengan nilai rata – rata kekasaran sebesar 0,176 μm . Untuk spesimen dengan amplas grid 800 menghasilkan nilai 0,051 μm , 0,052 μm , dan 0,051 μm , dengan nilai rata – rata kekasaran sebesar 0,051 μm . Spesimen terakhir dengan amplas grid 1200 menghasilkan nilai 0,029 μm , 0,019 μm , dan 0,025 μm , dengan nilai rata – rata kekasaran sebesar 0,024 μm .

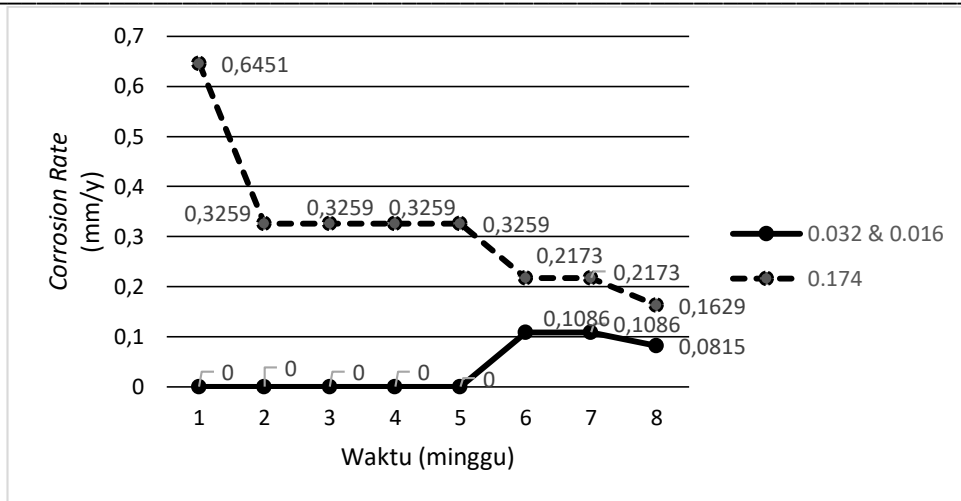
Tabel 1. Hasil Uji Kekasaran

Grid Amplas	Metode <i>Weight Loss</i>	Metode Polarisasi Linear
	Rata-Rata Ra(μm)	
400	0.174	0.176
800	0.032	0.051
1200	0.016	0.024

3.2 Hasil Pengujian Korosi Metode *Weight Loss*

Hasil pengujian korosi metode *weight loss* didapatkan dengan mempelajari perilaku spesimen *stainless steel* 316L dengan cara menghitung kehilangan berat spesimen terhadap lama waktu pencelupan dalam larutan saliva buatan. Pola yang diamati untuk penurunan berat spesimen kumulatif versus waktu pencelupan seperti pada gambar 1 yang menunjukkan hubungan antara kekasaran dengan laju korosi spesimen *stainless steel* 316L setelah terpapar larutan saliva buatan.

Pengaruh waktu perendaman terhadap laju korosi spesimen *stainless steel* 316L dalam larutan Saliva buatan ditunjukkan pada gambar 1 di bawah ini.

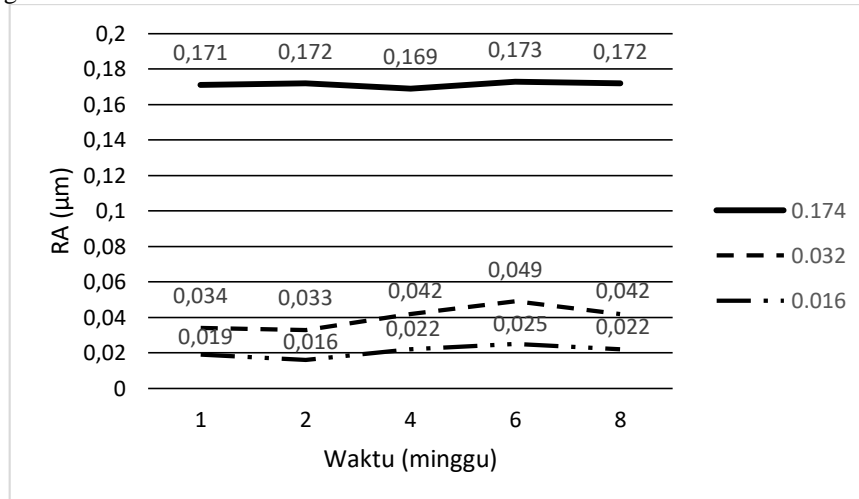


Gambar 1. Hasil Uji Korosi Weight Loss CR vs Waktu

Gambar 3 menjelaskan mengenai hubungan antara waktu perendaman dengan laju korosi pada spesimen *stainless steel* 316L dalam larutan saliva. Laju korosi untuk kekasaran permukaan dengan amplas grid 800 dan 1200 memiliki hasil yang sama, dimana tidak ada perubahan laju korosi pada minggu 1 sampai minggu ke-4 dan baru mulai menunjukkan perubahan pada minggu ke-6. Laju korosi tertinggi dialami oleh spesimen *stainless steel* 316L dengan grid amplas 400 sebesar 0,6451 mm/y pada minggu pertama dan mengalami penurunan seiring dengan berjalannya waktu. Akan tetapi laju korosi yang dihasilkan dari kekasaran permukaan grid amplas 400 lebih tinggi dibandingkan dengan kekasaran permukaan grid 800 dan 1200 hal ini dikarenakan permukaan logam *stainless steel* yang lebih kasar akan menyebabkan beda potensial dan cenderung untuk menjadi anoda yang terkorosi. Semakin kasar permukaan suatu logam menyebabkan ketidak-homogenan pada permukaan, hal ini yang menjadi salah satu penyebab utama terjadinya korosi.

Lapisan pasif terbentuk karena semakin lama baja terkorosi maka lapisan karat semakin tebal. Lapisan karat yang tebal tersebut menyebabkan reaksi elektrokimia tidak berjalan dengan baik. Sehingga kandungan polutan terlarut pada larutan saliva buatan tidak dapat menyerang logam. Adanya lapisan pasif berperan melindungi material *stainless steel* ini dari serangan korosi yang ada di lingkungan air saliva buatan. Akan tetapi dengan berjalannya waktu lapisan tersebut akan hilang dan menyebabkan terjadinya korosi.

Pengaruh waktu perendaman terhadap kekasaran permukaan spesimen *stainless steel* 316L dalam larutan saliva buatan ditunjukkan pada gambar 2 dibawah ini.



Gambar 2. Hasil Uji Korosi Weight Loss RA vs Waktu

Seiring berjalannya waktu perendaman maka kecenderungan kekasaran permukaan akan meningkat, hal ini dikarenakan adanya lapisan korosi yang kasar yang menutupi permukaan dari material *stainless steel* 316L.

3.3 Uji Korosi Metode Polarisasi Linear

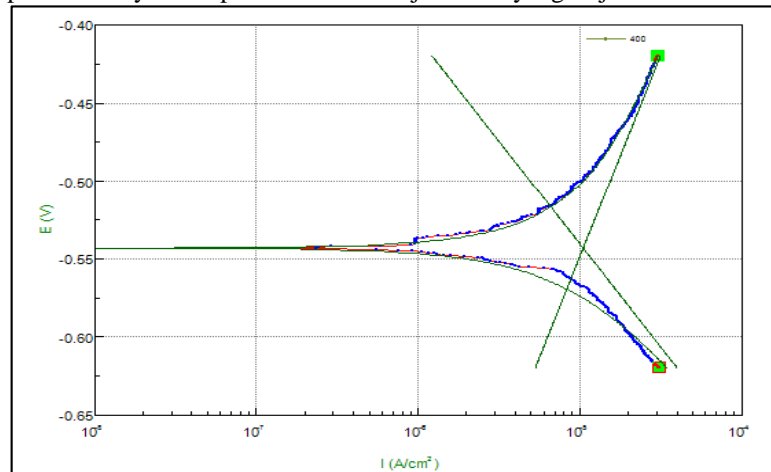
Uji polarisasi dilakukan untuk mendapatkan laju korosi dengan menggunakan prinsip tiga sel elektroda yang terdiri dari tiga macam elektroda. Elektroda pertama adalah elektroda kerja (Working electrode) yaitu sebutan untuk elektroda yang sedang diuji. Luas permukaan dari elektroda ini berpengaruh terhadap laju korosi yang akan terjadi. Kemudian ada elektroda pembantu (counter electrode) yang berperan untuk mengangkat arus dalam rangkaian. Biasanya elektroda ini menggunakan batang karbon atau platina. Namun dalam penelitian ini, elektroda pembantu yang digunakan adalah jenis platina. Selanjutnya ada elektroda acuan (reference electrode) yang berperan sebagai titik dasar pengacuan pengukuran-pengukuran

potensial elektroda kerja. Arus yang mengalir di elektroda ini harus sangat kecil. Oleh karena itu elektroda pembantu dibutuhkan dalam sel tiga elektroda ini. Elektroda acuan yang digunakan adalah Ag/AgCl. Larutan elektrolit yang digunakan adalah larutan saliva buatan (Artificial Saliva). Dari pengujian laju korosi kali ini menggunakan alat Potensiostat CORRTEST CS300H akan didapatkan nilai laju korosi pada setiap spesimen yang diuji.

Hasil dari percobaan ini kemudian diolah dengan menggunakan software NOVA dan didapatkan grafik potensial vs arus. Kemudian dibuat garis slop tangensial pada grafik tersebut sehingga nilai E_{corr} observasi dan E_{corr} kalkulasi memiliki nilai yang mendekati sama. Selanjutnya didapatkan nilai arus korosi yang kemudian dibagi dengan nilai luas permukaan yang tercelup di larutan elektrolit. Setelah itu hasilnya dibuat dalam bentuk logaritma sehingga didapatkan grafik potensial vs $\log I/A$ seperti pada Gambar 6 dan 7.

3.4.1 Hasil Pengujian Korosi Untuk Spesimen Grid Amplas 400

Laju korosi ditentukan dengan cara menarik garis tangensial pada diagram tabel dengan bantuan empat titik untuk membuat dua garis yang titik pertemuannya merupakan nilai dari laju korosi yang terjadi.



Gambar 3. Contoh Grafik Tabel Kekasaran Grid Amplas 400

Grafik Tabel yang didapatkan untuk pengujian spesimen di atas adalah gambaran dari hasil pengujian dengan variasi jenis kekasaran menggunakan grid amplas 400. Untuk pengujian spesimen yang lainnya dengan 2 spesimen kekasaran yang sama dapat dilihat pada lampiran, maka akan muncul grafik seperti di atas. Dari garis yang terbentuk di grafik akan dilakukan fitting se-presisi mungkin untuk mendapatkan titik tengah yang merupakan titik temu dari kedua grafik, sehingga akan muncul garis hijau yang juga saling memotong. Setelah garis potong terbentuk, software akan menunjukkan hasil nilai laju korosi yang terjadi pada spesimen.

Hasil nilai akhir laju korosi spesimen dengan kekasaran menggunakan grid 400 dapat dilihat pada tabel di bawah ini,

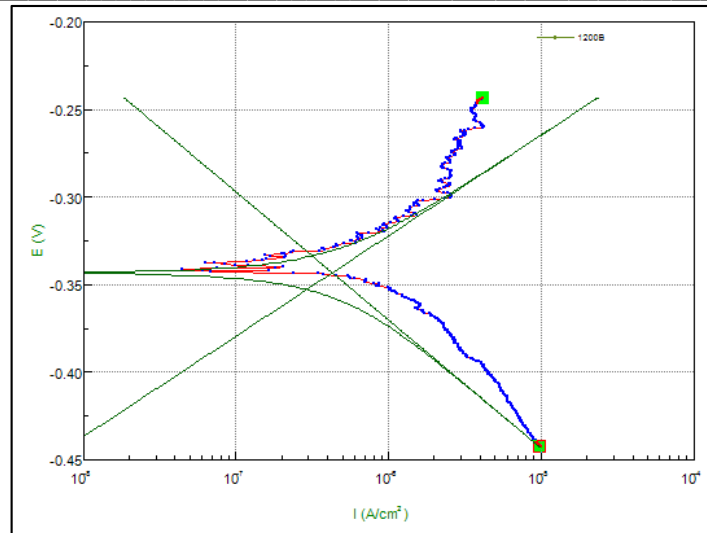
Tabel 2. Hasil Uji Korosi Metode Polarisisasi Linier Grid Amplas 400

Material	E_{corr} (V)	I_{corr} (A/cm ²)	Ba (mV)	Bc (mV)	CR (mm/y)	CR Rata-Rata (mm/y)
400 A	-0,543	1,051	77,696	52,29	0,10948	0,16356
400 B	-0,585	2,094	60,948	67,373	0,21807	
400 C	-0,585	1,566	97,466	48,273	0,16313	

Dari data pada Tabel 2, dapat diketahui bahwa potensial, kerapatan arus dan laju korosi dapat berubah-ubah pada setiap spesimen. Hal ini dapat terjadi karena beberapa faktor seperti perbedaan kekasaran permukaan pada setiap spesimennya. Akan tetapi nilai-nilai tersebut tidak berubah secara signifikan dengan nilai yang lainnya. Pada spesimen 400A nilai laju korosi pada spesimen tersebut sebesar 0,10948 mm/y, pada spesimen 400B memiliki laju korosi sebesar 0,21807 mm/y, dan pada spesimen 400C memiliki laju korosi sebesar 0,16313 mm/y sehingga nilai rata-rata laju korosi yang terjadi pada spesimen yang diuji adalah sebesar 0,16356 mm/y.

3.4.2 Hasil Pengujian Korosi Untuk Spesimen Grid Amplas 800

Grafik Tabel dari uji korosi menggunakan polarisisasi linier dengan kekasaran grid amplas 800 dapat dilihat pada gambar 7 dibawah ini.



Gambar 4. Contoh Grafik Tabel Kekasaran Grid Amplas 800

Grafik Tabel yang didapatkan untuk pengujian spesimen di atas adalah gambaran dari hasil pengujian dengan variasi jenis kekasaran menggunakan grid amplas 800. Untuk pengujian spesimen yang lainnya dengan dengan spesimen kekasaran yang sama dapat dilihat pada lampiran, maka akan muncul grafik seperti di atas. Dari garis yang terbentuk di grafik akan dilakukan fitting se-presisi mungkin untuk mendapatkan titik tengah yang merupakan titik temu dari kedua grafik, sehingga akan muncul garis hijau yang juga saling memotong. Setelah garis potong terbentuk, software akan menunjukkan hasil nilai laju korosi yang terjadi pada spesimen.

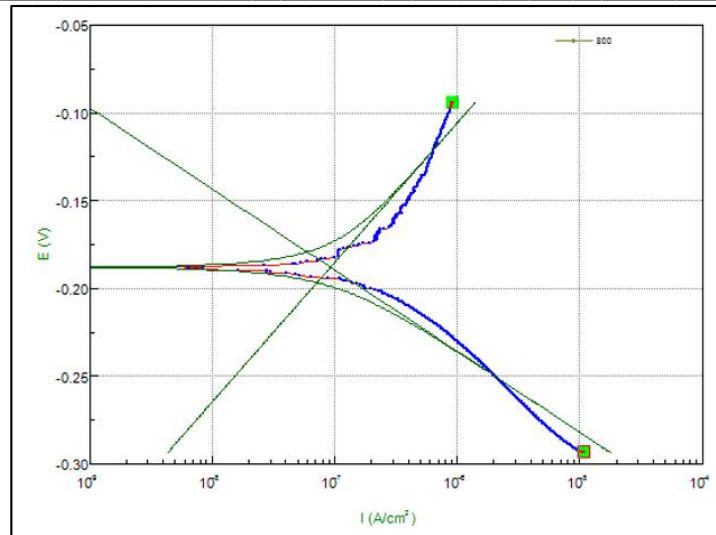
Tabel 3. Hasil Uji Korosi Metode Polarisasi Linier Grid Amplas 800

Material	E _{corr} (V)	I _{corr} (A/cm ²)	B _a (mV)	B _c (mV)	CR (mm/y)	CR Rata-Rata (mm/y)
800 A	-0,033	1,894	28,107	167,91	0,00197	0,00249
800 B	-0,343	4,286	57,382	73,184	0,00446	
800 C	-0,246	1,019	67,231	63,051	0,00106	

Dari data pada Tabel 3, dapat diketahui bahwa potensial, kerapatan arus dan laju korosi dapat berubah-ubah pada setiap spesimen. Hal ini dapat terjadi karena beberapa faktor seperti perbedaan kekasaran permukaan pada setiap spesimennya. Akan tetapi nilai-nilai tersebut tidak berubah secara signifikan dengan nilai yang lainnya. Pada spesimen 800A nilai laju korosi pada spesimen tersebut sebesar 0,00197 mm/y, pada spesimen 800B memiliki laju korosi sebesar 0,00446 mm/y, dan pada spesimen 800C memiliki laju korosi sebesar 0,00106 mm/y sehingga nilai rata-rata laju korosi yang terjadi pada spesimen yang diuji adalah sebesar 0,00249 mm/y.

3.4.3 Hasil Pengujian Korosi Untuk Spesimen Grid Amplas 1200

Grafik Tabel dari uji korosi menggunakan polarisasi linier dengan kekasaran grid amplas 1200 dapat dilihat pada gambar 5 dibawah ini.



Gambar 5. Contoh Grafik Tabel Kekasaran Grid Amplas 1200

Grafik Tafel yang didapatkan untuk pengujian spesimen di atas adalah gambaran dari hasil pengujian dengan variasi jenis kekasaran menggunakan grid amplas 1200. Untuk pengujian spesimen yang lainnya dengan spesimen kekasaran yang sama dapat dilihat pada lampiran, maka akan muncul grafik seperti di atas. Dari garis yang terbentuk di grafik akan dilakukan fitting se-presisi mungkin untuk mendapatkan titik tengah yang merupakan titik temu dari kedua grafik, sehingga akan muncul garis hijau yang juga saling memotong. Setelah garis potong terbentuk, software akan menunjukkan hasil nilai laju korosi yang terjadi pada spesimen.

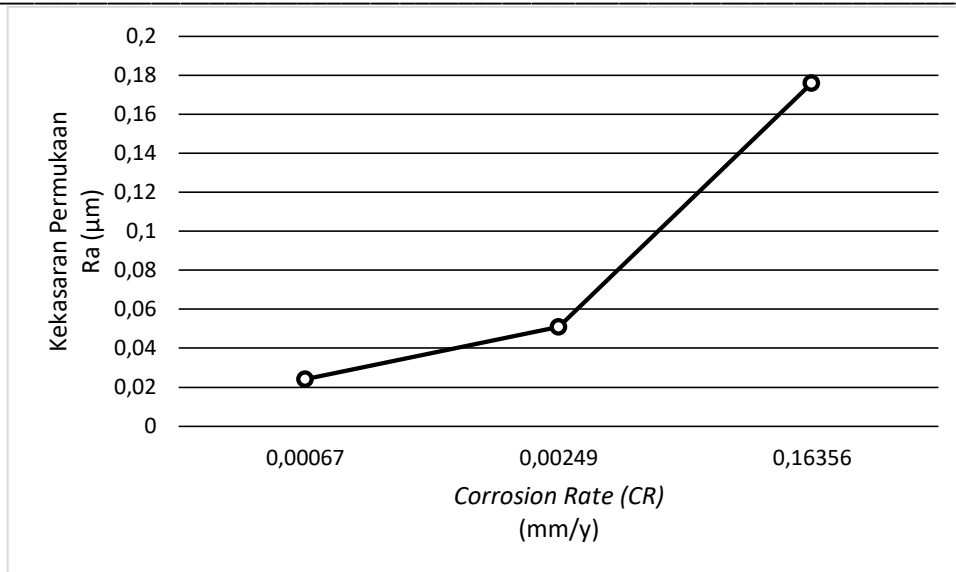
Tabel 4. Hasil Uji Korosi Metode Polarisasi Linier Grid Amplas 1200

Material	E_{corr} (V)	I_{corr} (A/cm^2)	B_a (mV)	B_c (mV)	CR (mm/y)	CR Rata – Rata (mm/y)
1200 A	-0,188	9,254	79,46	46,173	0,00096	0,00067
1200 B	-0,099	2,706	42,958	65,86	0,00028	
1200 C	-0,189	7,492	70,959	50,386	0,00078	

Dari data pada Tabel 4, dapat diketahui bahwa potensial, kerapatan arus dan laju korosi dapat berubah-ubah pada setiap spesimen. Hal ini dapat terjadi karena beberapa faktor seperti perbedaan kekasaran permukaan pada setiap spesimennya. Akan tetapi nilai-nilai tersebut tidak berubah secara signifikan dengan nilai yang lainnya. Pada spesimen 1200A nilai laju korosi pada spesimen tersebut sebesar 0,00096 mm/y, pada spesimen 1200B memiliki laju korosi sebesar 0,00028 mm/y, dan pada spesimen 1200C memiliki laju korosi sebesar 0,00078 mm/y sehingga nilai rata-rata laju korosi yang terjadi pada spesimen dengan kekasaran permukaan menggunakan amplas grid 1200 adalah sebesar 0,00067 mm/y.

3.4.4 Hasil Pengujian Korosi Metode Polarisasi Linier

Kurva tabel ini merupakan arus vs potensial. Sumbu x merupakan nilai dari arus korosi, sedangkan sumbu y adalah potensial korosi. Sehingga sumbu x/y merupakan interpretasi dari i/v , hal ini menunjukkan nilai dari konduktivitas. Sehingga semakin tegak garis yang terbentuk, maka semakin konduktif bahan tersebut. Pada gambar 7 menampilkan laju korosi terhadap beda kekasaran permukaan dengan menggunakan metode Polarisasi linier.



Gambar 6. Hasil Uji Korosi Polarisasi Linier

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. Permukaan yang tidak rata memudahkan terjadinya kutub – kutub muatan, yang akhirnya akan berperan sebagai anoda dan katoda. Permukaan logam yang kasar akan menimbulkan beda potensial dan lebih cenderung menjadi anoda [20]. Maka dari itu laju korosi akan semakin meningkat seiring bertambah kasarnya permukaan logam. Hal ini senada dengan hasil penelitian sebelumnya [21], saat nilai kekasaran permukaan bertambah besar, maka laju korosi juga akan semakin besar (berbanding lurus).

3.4 Ketahanan Material Terhadap Laju Korosi

Hasil ketahanan material terhadap laju korosi dapat di lihat dari ketentuan yang sudah diatur oleh salah satu buku referensi yang digunakan [21], kategori kerusakan yang terjadi oleh serangan korosi diatur dengan besar nilai laju korosi yang terjadi pada spesimen uji. Satuan yang dipakai dalam pengujian ini adalah mm/y.

Tabel 5. Level Ketahanan Korosi Metode *Weight Loss*

Spesimen	Kekasaran Permukaan (μm)	Laju Korosi (mm/y)	Level Ketahanan Korosi
400A	0,171	0,1629	<i>Good</i>
800A	0,032	0,0815	<i>Excellent</i>
1200B	0,014	0,0815	<i>Excellent</i>

Pada Tabel 5 didapatkan level ketahanan korosi untuk material *stainless steel* 316L dengan pengujian metode *weight Loss* dengan level “Good” dan “Excellent”. Untuk spesimen 400A dengan laju korosi sebesar 0,1629 mm/y dalam jangka waktu 8 minggu atau 1344 jam mendapatkan level ketahanan korosi “*Good*” dimana level tersebut menunjukkan hasil yang cukup memuaskan, sedangkan untuk spesimen 800A dan 1200B dengan nilai laju korosi sebesar 0,0815 mm/y dalam jangka waktu 8 minggu atau 1344 jam mendapatkan level ketahanan korosi “*Excellent*” yang memuaskan.

Tabel 6. Level Ketahanan Korosi Metode Polarisasi Linier

Spesimen	Kekasaran Permukaan (μm)	Laju Korosi (mm/y)	Level Ketahanan Korosi
400A	0,169	0,10948	<i>Good</i>
800A	0,051	0,00197	<i>Outstanding</i>
1200A	0,029	0,00096	<i>Outstanding</i>

Pada Tabel 6 didapatkan level ketahanan korosi untuk material *stainless steel* 316L dengan pengujian metode

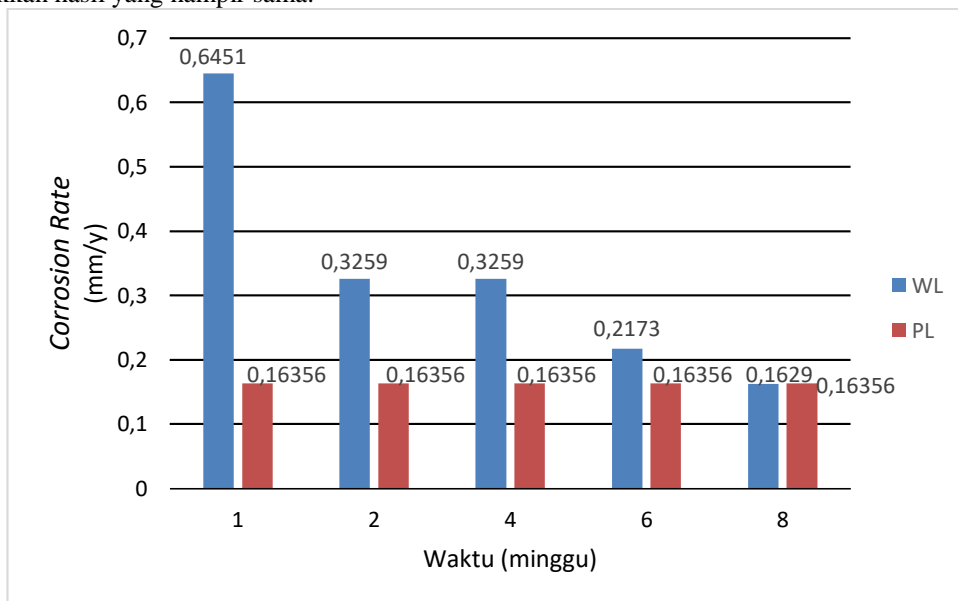
polarisasi linier dengan level “Good” dan “Outstanding”. Untuk spesimen 400A dengan laju korosi sebesar 0,10948 mm/y berdasarkan tabel acuan mendapatkan level ketahanan korosi “Good” dimana level tersebut menunjukkan hasil yang cukup memuaskan, sedangkan untuk spesimen 800A dan 1200A dengan nilai laju korosi sebesar 0,00197 mm/y dan 0,00096 mm/y secara berurutan mendapatkan level ketahanan korosi “Outstanding” dimana level tersebut menunjukkan hasil yang sangat memuaskan.

Dari tabel 5 dan tabel 6 dapat diartikan bahwa penggunaan material *stainless steel* 316L dapat diaplikasikan sebagai salah satu material kawat gigi yang mana pada permukaannya tereskpose saliva secara langsung dengan tingkat intensitas tinggi tetapi dengan kekasaran permukaan minimal 0,051 ke bawah.

3.5 Perbandingan Hasil Uji Korosi Metode *Weight Loss* Dengan Polarisasi Linier

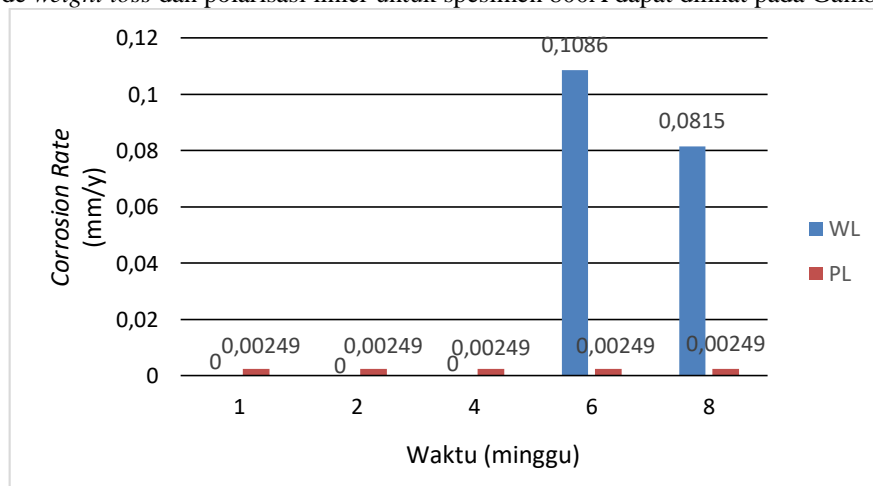
Dari hasil kajian dan analisis ketahanan laju korosi terhadap beda kekasaran permukaan yang sudah dilakukan pada material *stainless steel* 316L, didapatkan kekasaran permukaan sangat berpengaruh terhadap tingkat laju korosi dari material *stainless steel* 316L. Di mana semakin besar nilai kekasaran material *stainless steel* 316L maka semakin tinggi pula laju korosi yang terjadi. Dari hasil pengujian dengan menggunakan 2 metode berbeda didapati perbedaan hasil yang signifikan untuk spesimen dengan kekasaran permukaan yang menggunakan grit amplas 800 dan grit 1200.

Dapat dilihat pada Gambar 7 dimana perbandingan laju korosi antara pengujian *Weight Loss* dan Polarisasi Linier dengan kekasaran permukaan menggunakan amplas grit 400 terdapat perbedaan di awal pengujian tetapi seiring berjalannya waktu menunjukkan hasil yang hampir sama.



Gambar 7. Perbandingan Hasil Uji Korosi Metode *Weight Loss* dan Polarisasi Linier Spesimen 400A

Pada spesimen 800A menggunakan grit amplas 800 terlihat perbedaan yang signifikan antara dua metode pengujian yang dilakukan, hal ini terjadi karena waktu untuk pengujian *weight loss* kurang lama sehingga laju korosi yang didapatkan hanya sebatas sampai waktu 8 minggu saja, dimana untuk waktu yang lebih lama diharapkan dapat menghasilkan hasil laju korosi yang lebih kecil dan dapat mendekati hasil dari pengujian metode polarisasi linier. Perbedaan hasil laju korosi menggunakan metode *weight loss* dan polarisasi linier untuk spesimen 800A dapat dilihat pada Gambar 8 dibawah ini.



Gambar 8. Perbandingan Hasil Uji Korosi Metode *Weight Loss* dan Polarisasi Linier Spesimen 800A

4. Kesimpulan

- a. Kekasaran permukaan sangat berpengaruh terhadap laju korosi dari material *stainless steel* 316L. Semakin kasar permukaan material maka laju korosi akan semakin tinggi dan sebaliknya apabila permukaan material semakin halus maka laju korosi akan semakin rendah.
- b. Hasil terbaik dari penelitian ini adalah pada spesimen 1200B untuk metode *weight loss* dengan nilai laju korosi sebesar 0,0815 mm/y dengan nilai kekasaran permukaan sebesar 0,014 μm dan untuk metode polarisasi linier pada spesimen 1200B dengan nilai laju korosi sebesar 0,00028 mm/y dengan kekasaran permukaan 0,019 μm . Semakin kasar permukaan suatu logam menyebabkan ketidak homogenan pada permukaan yang menyebabkan beda potensial dan cenderung untuk menjadi anoda yang terkorosi.
- c. Material *stainless steel* 316L mendapatkan level ketahanan korosi "Outstanding" yang artinya penggunaan material *stainless steel* 316L dapat diaplikasikan sebagai salah satu material alat bantu ortodontik yang mana pada permukaannya terekspose saliva secara langsung dengan tingkat intensitas tinggi.

5. Referensi

- [1] R. J. D. P. R Kristianingsih, "Analisis pelepasan ion Ni dan Cr kawat ortodontik *stainless steel* yang direndam dalam minuman berkarbonasi," *Artikel Ilmiah Hasil Penelitian Mahasiswa*, 2014.
- [2] R. O. Harty F.J., *Kamus Kedokteran Gigi*, Jakarta: EGC, 1993.
- [3] S. N. M. E. A. M. A. E. K. R. N. M. M. I. Sepideh Arab, "Effect of Fixed Orthodontic Treatment on Salivary Flow, pH and Microbial Count," *J Dent (Tehran)*, pp. 18-22, 2016.
- [4] P. S. Tuti Alawiyah, "Retensi dalam Perawatan Ortodonti," *Jurnal Ilmiah dan Teknologi Kedokteran Gigi FKG UPDM*, pp. 29-35, 2012.
- [5] W. J. O'Brien, *Dental materials and their selection*, Chicago: Quintessence Pub. Co, 2002.
- [6] I. A. P. W. O. A. Sumule, "Pelepasan Ion Nikel dan Kromium Braket *Stainless Steel* yang Direndam dalam Minuman Berkarbonasi," *Jurnal e-Gigi (eG)*, pp. 464-469, 2015.
- [7] Y.-H. C. T.-H. L. S.-C. W. H.-W. Y. K.-H. S. C.-C. H. Her-Hsiung Huang, "Ion Release from NiTi Orthodontic Wires in Artificial Saliva with Various Acidities," *Biomaterials.*, pp. 3585-3592, 2003.
- [8] G. O. M. S. S.E. Muraviev, "Estimation of force produced by nickel-titanium superelastic archwires at large deflections," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, pp. 604-609, 2001.
- [9] A. G. S Ardhy, "Perilaku korosi titanium dalam larutan modifikasi saliva buatan untuk aplikasi ortodontik," *Jurnal Mekanikal*, 2015.
- [10] L. S. D. Putri, "Corrosion Rate of Titanium Orthodontic Wire After Immersion in Artificial Saliva," *Stomatognatic (J.K.G)*, pp. 56-61, 2010.
- [11] M. C. L. S. C. L. T. H. H. H. H. Lin, "Surface Analysis and Corrosion Resistance of Different *Stainless Steel* Orthodontic Brackets in Artificial Saliva," *Angle Orthodontist*, p. 76(2), 2006.
- [12] C. T. H. T. H. Kao, "Variations In Surface Characteristics and Corrosion Behaviour of Metal Brackets and Wires In Different Electrolyte Solutions," *European Journal of Orthodontics*, p. 555-560, 2010.
- [13] S. P. L. S. J. L. B. S. A. S. J. Lee, "Surface Characteristics of Orthodontic Materials and Their Effects on Adhesion of Mutans Streptococci," *Angle Orthodontist*, p. 353-360, 2009.
- [14] D. L. M. C. T. S. R. A. R. A. C. O. Silva, "Coating Stability and Surface Characteristics of Esthetic Orthodontic Coated Archwires," *Orthodontist*, 2013.
- [15] V. D'Anto, R. Rongob, G. Ametranoa, G. Spagnuoloa dan P. Manzoa, "Evaluation of surface roughness of orthodontic wires by means of atomic force microscopy," *Angle Orthodontist*, 2012.
- [16] G. Song dan A. Atrens, "Understanding Magnesium Corrosion: A Framework for Improved Alloy Performance," *Advanced Engineering Materials*, vol. 5, pp. 837-858, 2003.
- [17] W. Callister, *Material Science and Engineering*, New York: John Wiley and Sons, Inc, 1990.
- [18] S. a. C. J. B. e. Cramer, *ASM handbook*, Ohio: ASM international, 2003.
- [19] I. Ansharil, "Pengaruh air hujan dan air laut terhadap tingkat karat dan laju korosi pada baja ST 42," *Undergraduate (S1) thesis*, 2017.
- [20] M. R. Ichwani, "Pengaruh Kekasaran Permukaan Terhadap Laju Korosi Baja Api 51 Dalam Larutan Asam, Basa, Dan Garam," 2014.
- [21] M. Fontana, *Corrosion Engineering*, New York: McGraw-Hill, 1986.
- [22] I. R. H. S. April Malani Putri, "Studi Laju Korosi dan Surface Morfologi Pipa Bawah Laut API 5L Grade X65 dengan Variasi Sudut Bending," *Jurnal Teknik ITS*, vol. 1, 2012.