

## PERILAKU KOROSI TITANIUM DALAM LARUTAN MODIFIKASI SALIVA BUATAN UNTUK APLIKASI ORTODONTIK

Sanny Ardhy, Gunawarman, Jon Affi

Jurusan Teknik Mesin Universitas Andalas, Padang, 25137, Indonesia

E-mail: [sanny\\_padek@yahoo.co.id](mailto:sanny_padek@yahoo.co.id), [gunawarman@unand.ac.id](mailto:gunawarman@unand.ac.id), [jonaffi@unand.ac.id](mailto:jonaffi@unand.ac.id)

**Abstract: Behaviour of Titanium Corrosion in Artificial Saliva Modified Solution For Orthodontic Applications.** This paper discusses about the corrosion behavior of titanium in artificial saliva modification solution for orthodontic applications. There are seven types of titanium selected in this test. Namely Ti-12 Cr Solution Treatment (ST), Ti 12 Cr Aging Treatment (AT) 30 Ks, Ti-12 Cr (AT 60 Ks), TNTZ (ST), TNTZ (AT), Ti64 ELI (Extra Low interstitial) and Commercial Pure Titanium (CpTi). The specimens were stored in a glass vessel containing artificial saliva pH 5.0. Tests conducted in four variations of the time; 1 hour, 10 hours, 100 hours and 1000 hours. This test compares the rate of corrosion and hardness of seven samples of the specimen. These test results are useful to reference the patient and the dentist in choosing orthodontic materials better. The results showed Ti-12 Cr (AT 60 Ks) has a corrosion rate that is lower than the other specimens, 0, 00,000,034 mm / y (1000 hours). Also great hardness value, under the HVN 296 ELI Ti-64, 313 HVN.

**Keywords:** artificial saliva, corrosion rate and hardness

**Abstrak: Perilaku Korosi Titanium Dalam Larutan Modifikasi Saliva Buatan Untuk Aplikasi Ortodontik.** Penelitian ini membahas perilaku korosi titanium dalam larutan modifikasi saliva buatan untuk aplikasi ortodontik. Ada tujuh jenis titanium yang dipilih dalam pengujian ini. Yakni Ti-12 Cr Solution Treatment (ST), Ti- 12 Cr Aging Treatment (AT) 30 Ks, Ti-12 Cr (AT 60 Ks), TNTZ (ST), TNTZ (AT), Ti64 ELI (Extra Low Intertitial) dan Commercial Pure Titanium (CpTi). Spesimen direndam dalam gelas bejana berisi saliva buatan pH 5,0. Pengujian dilakukan dalam empat variasi waktu; 1 jam, 10 jam, 100 jam dan 1000 jam. Pengujian ini membandingkan laju korosi dan kekerasan dari tujuh sampel spesimen. Hasil pengujian ini berguna untuk referensi pasien dan dokter gigi dalam memilih bahan material ortodontik yang lebih baik. Hasil penelitian menunjukkan Ti-12 Cr (AT 60 Ks) memiliki laju korosi yang lebih rendah dibanding spesimen lainnya, 0, 00000034 mm/y (1000 jam). Nilai kekerasannya juga bagus, 296 HVN dibawah Ti-64 ELI, 313 HVN.

**Kata kunci:** pH asam, saliva buatan, titanium, laju korosi, kekerasan

### PENDAHULUAN

Selama ini, masyarakat cenderung memilih material kawat gigi dari baja tahan karat (*stainless steel*). Material ini memiliki kekuatan, keuletan dan tahan korosi yang baik. Namun seiring perkembangan zaman, muncullah material titanium dan titanium *alloy* untuk aplikasi ortodontik, yang memiliki sifat tahan korosi dan sifat mekanik jauh lebih baik dibanding *stainless steel*. Keunggulan titanium dibandingkan logam lain, antara lain kekuatan tinggi, ringan (hanya 60 persen dari berat

*stainless steel*). Titanium kuat, dapat menyelaraskan gigi dengan cepat. Titanium juga memiliki kemampuan untuk menahan beban-beban mekanis saat menguyah dengan baik. Memiliki stabilitas kimiawi yang sangat baik, menghasilkan lapisan oksida ( $\text{TiO}_2$ ) sangat protektif pada permukaannya.

**Tabel 1.** Kekuatan Material Implan dan Aplikasi Ortodontik [5].

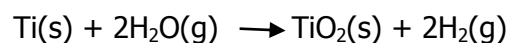
Metals	YS (MPa)	UTS (MPa)
Stainless steel: 316L	190	490
CoCr alloys:	310	860
CoCrWNi (F90)	241	793
CoNiCrMo (F562)		
Ti and its alloys:	485	550
Pure Ti grade 4 (F67) (ASTM, 2006)		
Ti6Al4V (F136) (ASTM, 2008)	795	860
Degradable metals:	150	210
Pure iron (Goodfellow, 2007)		
WE43 magnesium alloy (ASTM, 2001)	150	250

Selain itu, titanium juga memiliki sifat biokompatibilitas yang lebih baik dibanding logam lainnya. Kemampuan titanium untuk berinteraksi dengan sel atau jaringan hidup sangat baik, tanpa menimbulkan reaksi toksik [14]. Sifat osseointegrasi (kemampuan untuk melekat pada jaringan di sekitarnya, dalam hal ini tulang) yang dimiliki titanium menjadikan tulang berkontak langsung dengan permukaan dental implan sehingga terjadi pertumbuhan tulang di sekitar implan. Meskipun titanium tahan terhadap korosi, namun saat lapisan oksida stabil di permukaannya hilang atau tidak mampu untuk terbentuk kembali pada permukaannya, maka titanium dapat terserang korosi [7]. Rongga mulut termasuk area yang basah karena selalu terbasahi oleh produksi air liur (saliva). Disintegrasi logam dapat terjadi akibat kelembaban, atmosfer, larutan asam atau basa, dan bahan kimia tertentu [12].

Dalam pengujian ini, digunakan empat jenis material titanium. Mulai dari titanium yang sudah banyak digunakan hingga titanium yang belum banyak digunakan atau dikembangkan secara luas. Yakni CPTi (Commercial Pure

Titanium), Ti-64 ELI (Extra Low Intertitial), TNTZ dan Ti-12 Cr. Pengujian ini nantinya akan meneliti pengaruh saliva buatan (pH asam) terhadap perilaku korosi titanium. Meski mempunyai sifat tahan korosi yang lebih baik, namun ketahanan korosi Ti dapat berkurang di lingkungan pH asam [8]. Seperti diketahui, masyarakat Indonesia suka mengkonsumsi makanan dan minuman mengandung zat asam. Seperti empek-empek, goreng-gorengan, serta minuman bersoda dan *energy drink*. Dalam minuman bersoda dan *energy drink*, ada pelarutan karbondioksida yang menghasilkan asam karbonat yang bersifat asam [9]. Beda dengan masyarakat luar negeri. Mereka cenderung suka mengkonsumsi makanan mentah (tak digoreng, tak mengandung santan/gulai), vegetarian (salad) dan buah-buahan.

Korosi diartikan dengan terlepasnya ion dari *alloy* karena kecenderungan unsur-unsurnya untuk kembali pada bentuk aslinya di alam [10]. Ada dua reaksi yang menyebabkan terjadinya korosi, yaitu reaksi oksidasi dan reduksi. Pada reaksi oksidasi, akan terjadi pelepasan elektron oleh material yang lebih bersifat anodik. Sedangkan reaksi reduksi adalah pemakaian elektron oleh material yang lebih bersifat katodik. Jika bereaksi dengan air, titanium akan membentuk titanium dioksida dan hidrogen [10].



Perubahan-perubahan biologis seperti temperatur dan pH, serta gesekan baik antara satu komponen dengan komponen lainnya ataupun dengan gigi geligi selama perawatan yang terjadi di dalam rongga mulut, dimana terdapat saliva sebagai suatu lingkungan elektrolit juga turut mempengaruhi kecepatan pelepasan elemen logam.

Eliades (2012) menjelaskan, saat kawat gigi NiTi, braket dan *tube* dimasukkan ke dalam saliva buatan, terjadi pelepasan dari unsur logam nikel.

Ini disebabkan adanya arus galvanis yang timbul akibat adanya interaksi dalam suatu larutan elektrolit antara dua atau lebih logam yang berbeda. Korosi akan memperlemah kekuatan kawat gigi dan memicu kekasaran permukaan. Selain itu, unsur Ni yang terlepas dapat menimbulkan efek buruk dalam tubuh, baik itu berupa reaksi hipersensitivitas, pemicu kanker, dan tentunya bersifat toksik. Menurut Rey Kristianingsih (2014), pelepasan ion Ni dan Cr (*stainless steel* dan titanium paduan) yang berlebihan atau korosi yang terjadi dalam jangka waktu lama, akan memberikan dampak negatif pada implan dan kawat gigi. Ni dan Cr merupakan kelompok logam berat yang dapat bersifat alergi dan karsinogenik bagi tubuh. Unsur Ni memberikan sifat baik pada kawat gigi untuk formabilitas, kekerasan dan tahan panas. Unsur Cr berguna untuk menambah ketahanan implan dan kawat gigi terhadap korosi. Namun, kelemahan unsur Ni dan Cr adalah dapat menyebabkan alergi apabila terlepas dalam rongga mulut.

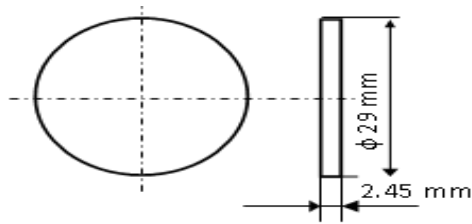
Ion Cr dapat membentuk *protective surface* oksida akibat aktivitas oksigen pada permukaan logam [10]. Terlepasnya ion Cr yang bereaksi dengan oksigen dari media elektrolit akan terdeposit di permukaan logam sebagai oksida kromium ( $\text{Cr}_2\text{O}_3$ ). Sementara ion Ni memiliki efek penyebab kanker [11]. Untuk titanium bersifat tidak langsung, tetapi Ni lebih memainkan peran fisiologis di dalam sel. Telah diketahui, lebih 50 tahun Ni terimplikasi dalam beberapa bentuk kanker, bisa beroksidasi dengan  $\text{H}_2\text{O}_2$ , merusak protein dan DNA. Gejala alergi pada implan dan kawat gigi antara lain sariawan pada bibir bagian dalam, peradangan (iritasi, bengkak) pada gusi dan gatal-gatal pada tubuh [12]. Titanium murni dan paduan titanium seperti Ti-64 ELI, TNTZ dapat dijadikan alternatif untuk permasalahan di atas. Kedua jenis titanium ini tidak mengandung unsur logam berat. Tujuan penelitian ini sebagai acuan bagi pasien

dan dokter gigi dalam memilih bahan material ortodontik yang lebih baik. Khususnya material kawat gigi dan implan gigi yang kuat, ringan, lebih tahan korosi, serta *biocompatible*, tidak menimbulkan alergi dan membawa racun (toksin) dalam tubuh. Batasan masalah penelitian ini, tidak membahas berapa banyak kandungan ion Cr yang terlepas saat terjadi korosi pada sampel spesimen Ti-12 Cr. Pengujian hanya dilakukan untuk membandingkan laju korosi dan kekerasan spesimen.

Saliva buatan atau larutan McDougall berperan sebagai larutan penyangga atau buffer dalam medium atau sebagai pengganti fungsi saliva. Penggunaan saliva buatan penting untuk mempertahankan pH supaya tetap berada dalam kisaran normal. Ion logam sebagai anoda dan ion  $\text{H}^+$  dari media elektrolit sebagai katoda [15]. Reaksi elektrokimia ini menyebabkan pelepasan ion Ni dan Cr dari kawat gigi *stainless steel* sebagai tanda terjadinya korosi. Pada kelompok yang direndam dalam minuman berkarbonasi, terjadi pelepasan ion Ni dan Cr lebih banyak karena adanya penambahan konsentrasi ion  $\text{H}^+$  dari asam karbonat ( $\text{H}_2\text{CO}_3$ ) [10]. Asam karbonat dapat meningkatkan potensi terjadinya korosi. Semakin tinggi konsentrasi asam, maka semakin banyak ion  $\text{H}^+$  dari asam yang ikut bereaksi dan mengalami reduksi. Akibatnya, semakin banyak pula ion logam yang mengalami oksidasi sehingga mempercepat proses korosi.

## METODE PENELITIAN

Tahap awal penelitian dimulai dengan studi literatur. Kemudian dilanjutkan penyiapan spesimen Ti-12 Cr (ST), Ti-12 Cr (AT 30 Ks), Ti-12 Cr (AT 60 Ks), TNTZ (ST), TNTZ (AT), Ti64 ELI dan CPTi.



**Gambar 1.** Dimensi spesimen

Pengujian dilakukan dalam empat (4) variasi waktu (t); 1 jam, 10 jam, 100 jam dan 1000 jam.



**Gambar 2.** Spesimen dimasukkan ke dalam larutan saliva buatan (pH asam)

Seluruh spesimen direndam dalam larutan modifikasi saliva buatan (pH asam) menggunakan gelas bejana 50 ml.

**Tabel 2.** Larutan modifikasi saliva buatan (pH asam/5.0)

	Larutan	Jumlah (gr/ltr)
1.	NaHCO <sub>3</sub>	9,8
2.	Na <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> + 2 H <sub>2</sub> O	3,71
3.	KCl	0,57
4.	NaCl + NaF	0,47
5.	MgSO <sub>4</sub> + 7 H <sub>2</sub> O	0,12
6.	CaCl <sub>2</sub>	0,05
7.	H <sub>2</sub> O	balance

**Prosedur pengujian**

1. Metode *immersion test* (uji rendam), empat variasi waktu; 1 jam, 10 jam, 100 jam dan 1000 jam.
2. Menghitung laju korosi  
Menggunakan metode kehilangan berat (weight loss). Perhitungan laju korosi dengan mengukur kekurangan berat

akibat korosi yang terjadi. Awalnya, masing-masing spesimen akan ditimbang berat awalnya. Usai spesimen direndam, ditimbang kembali berat akhirnya. Sehingga nanti akan didapat berat hilang (W). Barulah nanti didapat laju korosi dengan perhitungan rumus:

$$CR = \frac{W \times K}{D \times A_s \times T}$$

Ket: CR = Corrosion Rate (mpy)

W = Weight loss (mg)

K= Konstanta factor (534)

D= Densitas specimen (g/cm<sup>3</sup>)

A<sub>s</sub>= Surface area (in<sup>2</sup>)

T= Exposure time (jam)

**3. Menghitung kekerasan**

Menggunakan peralatan uji Micro Hardness Vicker Tester, bertujuan untuk membandingkan kekerasan benda uji sebelum dan sesudah korosi, untuk mengetahui sifat mekanik (kekerasan) benda uji. Masing-masing spesimen diambil tiga titik untuk uji keras, kemudian diambil nilai rata-rata.



**Gambar 3.** Alat uji kekerasan merk HMV Shimadzu, Japan

### Pengamatan struktur mikro

Menggunakan mikroskop optik dan SEM untuk melihat struktur mikro, jenis korosi yang terjadi dan dalamnya penetrasi korosi. Benda uji dibersihkan, kemudian dipoles dengan *metal polish*. Bertujuan untuk mendapat permukaan yang rata dan halus. Kemudian spesimen dicelupkan dalam larutan etsa dengan posisi permukaan yang di etsa menghadap ke atas. Selanjutnya spesimen dicuci, dikeringkan, dilihat di mikroskop optik dan SEM.



**Gambar 4.** Mikroskop optik untuk pengamatan struktur mikro, M hingga 100x

### Pengujian komposisi kimia

Spesimen diletakkan dalam ruang vakum alat uji SEM, kemudian dilakukan tahapan pengujian. Yakni mengaktifkan alat EDX pada SEM yang berfungsi sebagai pendeteksi komposisi kimia, gambar benda uji ditampilkan pada layar monitor. Kemudian menandai area pada gambar (spektrum) yang ingin diukur komposisi kimianya. EDX melakukan proses penghitungan komposisi kimia dan hasil ditampilkan pada layar monitor.



**Gambar 5.** SEM untuk pengamatan struktur mikro, M hingga 5000x

## HASIL DAN PEMBAHASAN

### Laju Korosi

Tabel 3 memperlihatkan laju korosi (CR) tujuh spesimen titanium berbanding lurus dengan pertambahan waktu (t) pengujian. Semakin bertambah t, semakin meningkat CR. Namun dalam pengujian yang menggunakan empat variasi waktu (1 jam, 10 jam, 100 jam dan 1000 jam) ini, laju korosi tidak meningkat secara signifikan. Pada gambar 6, dapat dilihat laju korosi tertinggi terjadi pada CpTi, yakni 0,00000252 mm/y (waktu pengujian 1000 jam). Sedangkan laju korosi terendah terjadi pada Ti-12 Cr (AT 60 Ks), yakni 0,00000004 mm/y (waktu pengujian 10 jam).

Dari hasil pengujian, laju korosi titanium paduan lebih rendah dibanding titanium murni (CpTi). Ini artinya, titanium paduan memiliki umur laju korosi yang lebih lama. Dalam arti kata, titanium paduan memiliki sifat tahan korosi yang lebih baik dibanding CpTi. Untuk titanium paduan, Ti-12 Cr (AT 60 Ks) memiliki laju korosi yang lebih rendah dibanding dua titanium paduan lainnya; TNTZ dan Ti-64 ELI. Perlakuan panas Solution Treatment (ST) dan Aging Temperature (AT) juga berpengaruh terhadap laju korosi. Ti-12 Cr (AT) memiliki nilai laju korosi yang lebih rendah dibanding Ti-12 Cr (ST). Begitu pula halnya dengan TNTZ.

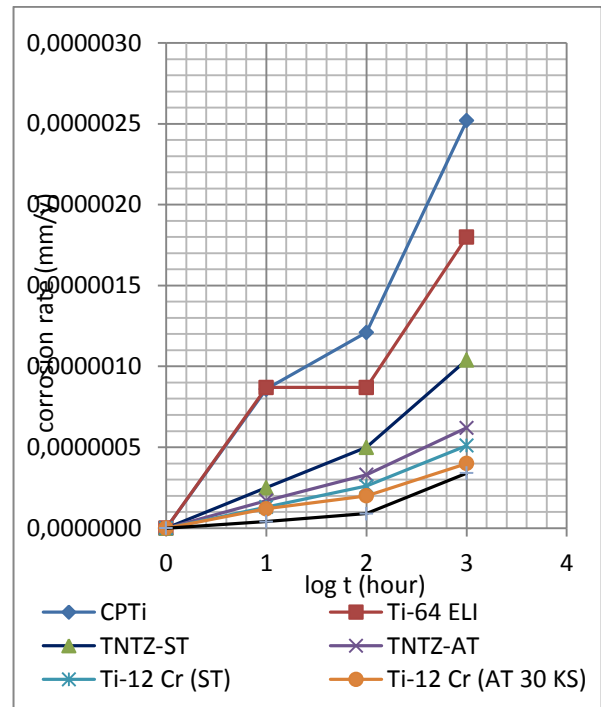
**Tabel 3.** Laju korosi spesimen uji (mm/y)

No	t (jam)	Laju Korosi (mm/y)			
		1	10	100	1000
	log t	0	1	2	3
1	CPTi	0	0,00000086	0,00000121	0,00000252
2	Ti-64 ELI	0	0,00000087	0,00000087	0,00000180
3	TNTZ-ST	0	0,00000025	0,00000050	0,00000104
4	TNTZ-AT	0	0,00000017	0,00000033	0,00000062
5	Ti-12 Cr (ST)	0	0,00000013	0,00000026	0,00000051
6	Ti-12 Cr (AT 30 Ks)	0	0,00000012	0,00000020	0,00000040
7	Ti-12 Cr (AT 60 Ks)	0	0,00000004	0,00000009	0,00000034

**Tabel 4.** Weight loss spesimen (gram) setelah pengujian

No	Spesimen	1 jam	10 jam	100 jam	1000 jam
1	CPTi	0	0,0017	0,024	0,50
2	Ti-64 ELI	0	0,0017	0,017	0,35
3	TNTZ-ST	0	0,0006	0,012	0,25
4	TNTZ-AT	0	0,0004	0,008	0,15
5	Ti-12 Cr (ST)	0	0,0003	0,006	0,12
6	Ti-12 Cr (AT 30 Ks)	0	0,0003	0,005	0,10
7	Ti-12 Cr (AT 60 Ks)	0	0,0001	0,002	0,10

Lamanya waktu penahanan AT, juga berpengaruh terhadap laju korosi. Ti-12 Cr (AT 60 Ks) memiliki nilai laju korosi yang lebih rendah dibanding Ti-12 Cr (AT 30 Ks). Khusus untuk TNTZ sendiri, memiliki nilai laju korosi yang lebih rendah dibanding Ti-64 ELI. Perhitungan laju korosi ini menggunakan metode kehilangan berat (weight loss). Dalam pengujian ini, laju korosi belum terlihat saat waktu *immersion test* 1 jam. Ini dikarenakan, tak adanya *weight loss* dari seluruh spesimen. Berat awal dan berat akhir dari seluruh spesimen, bernilai sama. Laju korosi baru terlihat saat pengujian 10 jam, 100 jam hingga 1000 jam. Sama halnya dengan laju korosi, *weight loss* juga berbanding lurus dengan pertambahan waktu (t) pengujian. Namun nilai *weight loss* yang didapatkan, juga tidak cukup signifikan.



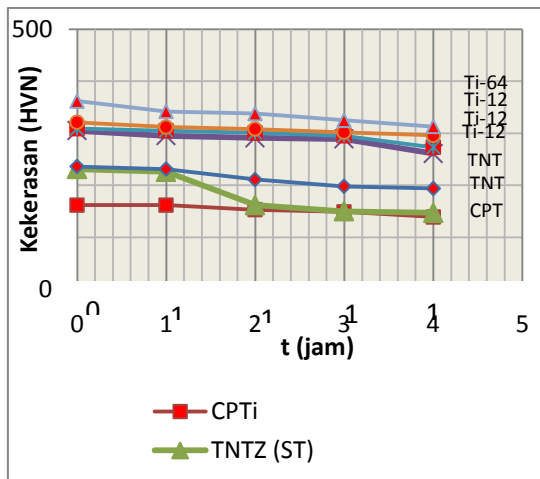
**Gambar 6.** Kurva laju korosi

**Kekerasan**

Beda halnya dengan laju korosi, nilai kekerasan berbanding terbalik dengan penambahan waktu (t) pengujian. Pada tabel 5 dan gambar 7, dapat dilihat semakin bertambah waktu pengujian, nilai kekerasan semakin turun. Nilai kekerasan turun seiring bertambahnya laju korosi. Dalam pengujian ini, nilai kekerasan turun tidak begitu signifikan. CpTi yang memiliki laju korosi yang tinggi, memiliki nilai kekerasan terendah, 139 HVN (waktu 1000 jam). Nilai kekerasan tertinggi, Ti 64 ELI, 313 HVN.

**Tabel 5.** Perbandingan nilai kekerasan (HVN)

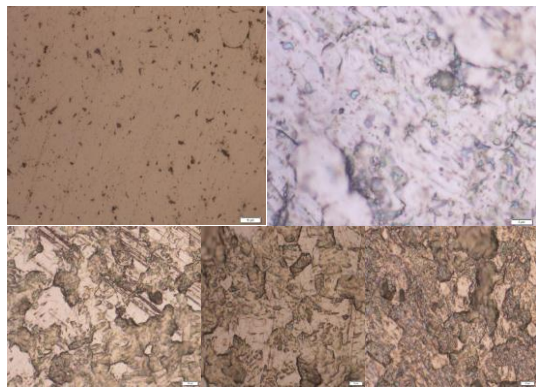
	t (jam)	0	1	10	100	1000
1.	CPTi	162	162	153	149	139
2.	TNTZ (ST)	231	226	162	150	147
3.	TNTZ (AT)	236	231	211	198	194
4.	Ti-12 Cr (ST)	305	295	291	289	261
5.	Ti-12 Cr (AT 30 Ks)	309	305	301	295	273
6.	Ti-12 Cr (AT 60 Ks)	321	312	308	302	296
7.	Ti-64 ELI	362	342	338	325	313



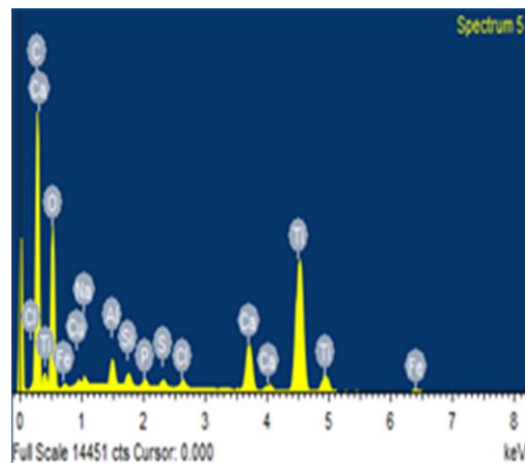
**Gambar 7.** Kurva nilai kekerasan spesimen uji.

Seperti yang dilihat pada gambar 8, dari hasil gambar pengujian 1 jam, 10 jam, 100 jam hingga 1000 jam, belum ditemukan korosi pada material uji. Pemeriksaan ini dilakukan dengan Scanning Electron Microscope (SEM) hingga perbesaran 100x. Yang ditemukan hanyalah inklusi (zat pengotor). Inklusi dapat dilihat berupa titik. Inklusi ini disebabkan media elektrolit (Cl, ion H, Fluoride/F) menyerang lapisan pasif titanium oksida. Bentuk inklusi ini juga diperlihatkan oleh gambar lapisan-lapisan yang menumpuk dengan indikasi warna tua yang cukup kuat. Pemeriksaan SEM-Energy Dispersive X-ray (EDX), juga menunjukkan adanya unsur-unsur Ca, P, O, Cl, Mg, Na, K yang menyerang lapisan pasif-titanium-oksida.

**Pemeriksaan struktur mikro**



**Gambar 8.** Struktur mikro Cp Ti; 0 jam, 1 jam, 10 ja, 100 jam, 1000 jam.



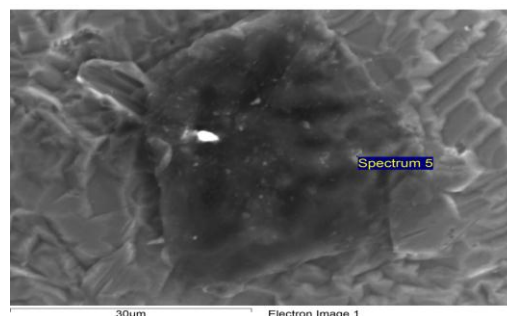
**Gambar 9.** Komposisi kimia CpTi (EDX)

Seperti yang dilihat dalam tabel 6, hasil pengujian SEM-EDX untuk sampel CpTi, tampak unsur-unsur media elektrolit seperti Ca, P, O, Cl, Na, C, S, K sebagai inklusi (gambar 8). Unsur-unsur ini nantinya yang akan menyerang lapisan pasif titanium oksida. Reaksi anodik dimulai pada permukaan logam terkena elektrolit. Partikel dari kedua fase (non-logam inklusi, inklusi intermetalik, partikel logam) muncul pada permukaan logam.

**Tabel 6.** Komposisi kimia CpTi (EDX)

Elemen	Weight %	Atomic %
C K	32.47	46.58
O K	39.30	42.32
Na K	0.44	0.33
Al K	0.97	0.62
Si K	0.52	0.32
P K	0.34	0.19
S K	0.38	0.20
Cl K	0.48	0.23
Ca K	4.02	1.73
Ti K	19.66	7.07
Fe K	0.67	0.21
Cu L	0.75	0.20
Totals	100.00	

Partikel-partikel ini nantinya berfungsi sebagai anoda lokal yang bisa menyebabkan korosi galvanik lokal dan pembentukan lubang awal. Dengan semakin tingginya ketebalan oksida pada paduan titanium, akan mengakibatkan korosi.



**Gambar 10.** Spektrum struktur mikro CpTi (SEM-EDX)

**SIMPULAN**

Laju korosi titanium paduan lebih baik dibanding titanium murni (CpTi). Ti-12 Cr mempunyai laju korosi yang rendah dibanding CpTi, Ti-64 Eli dan TNTZ. Ti-12 Cr (AT) mempunyai laju korosi yang rendah dibanding Ti-12 Cr (ST). Hasil pengujian kekerasan, Ti-12 Cr (AT) lebih keras dibanding Ti-12 Cr (ST). Nilai kekerasan berbanding terbalik dibanding penambahan waktu (t) pengujian. Setelah pengujian korosi, kekerasan masing-masing spesimen mengalami penurunan, namun tidak signifikan. Ti-64 ELI memiliki kekerasan paling tinggi. CpTi memiliki kekerasan paling rendah. Dari hasil pengujian 1 jam, 10 jam, 100 jam hingga 1000 jam, belum ditemukan korosi pada material uji. Yang ditemukan hanyalah inklusi (zat pengotor).

**DAFTAR RUJUKAN**

Abdel-Hady Gepreel, Mohamed, Mitsuo Niinomi, 2013, *Biocompatibility of Ti-Alloys for Long-Term Implantation*, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.

Özcan, Mutlu and Christoph Hämmerle, 2012, *Titanium as a Reconstruction and Implant Material in Dentistry: Advantages and Pitfalls*, Materials. 5, 1528-1545.

Hermawan, Hendra, Dadan Ramdan and



- Joy R. P. Djuansjah, 2011, *Metals for Biomedical Applications, Biomedical Engineering - From Theory to Applications*, Prof. Reza Fazel (Ed.), ISBN: 978-953-307-637-9, InTech.
- Lutjering, G. and J. C. Williams, 2003, *Titanium*, (Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York.
- [Donachie](#), Matthew J, 2000, *Titanium: A Technical Guide*. ISBN-13: 978-0871706867. Edition: 2<sup>nd</sup>.
- Lusiana, 2010, *Analisis Laju Korosi Titanium, Laporan Tugas Akhir, Jurusan Teknik Mesin*, Universitas Indonesia, Jakarta.
- Gregory, J Lowe, S Bates, CJ Prentice, Smithers G, Clarke PC, 2000, . *National Diet and Nutrition Survey: Young People Aged 4-18 Years*. London.
- Tahmassebi JF, Duggal MS, Malik-Kotru G, Curzon ME, 2006. *Softdrinks and Dental Health : A review of current literature*. J Dent. 24(1):2-11.
- Rey Kristianingsih, 2014, *Analisis Pelepasan Ion Ni dan Cr Kawat Ortodontik Stainless Steel dan Titanium yang Direndam dalam Minuman Berkarbonasi, Laporan Tugas Akhir, Jurusan Ilmu Kedokteran Gigi*, Universitas Jember.
- Sfondrini, Cacciafesta, V Maffia, Massironi, Scribante, Alberti G, Bie Klersy, 2009, *Chromium Release from New Stainless Steel, Recycled and Nickel Free Orthodontic Bracket*". Angle Orthodontist. UK:792.
- Eliades T, Athanasiou, 2002, *In Vivo Aging of Orthodontic Alloys: Implications for Corrosion Potential, Nickel Release, and Biocompatibility* Angle Orthodontics. London. 72(3): 222-237.
- Callister, William D, 2000, *Materials Science and Engineering-An Introduction, 7th Edition*. Jhon Willey & Sons: 38.
- Latifa Kinani, 2003, *Corrosion Inhibition of Titanium in Artificial Saliva Containing Fluoride*, Faculty of Sciences and Technology. Beni Mellal. Morocco.
- RE Smallman, RJ Bishop, 2000, *Metalurgi Fisik Modern & Rekayasa Material*. Erlangga:335.
- Muhammad Yazdi Ali, 2007, *Studi Korosi Titanium (ASTM B 337 Gr-2) dalam Larutan Artificial Blood Plasma (ABP) pada Kondisi Dinamis dengan Teknik Polarisasi Potensiodinamik dan Exposure, Laporan Tugas Akhir, Jurusan Teknik Mesin, ITS, Surabaya*.
- Tapany Udomphol, 2007, *Titanium and its alloys*. University of Technology Suranaree, India.
- Mimura and Miyagawa, 2000, *Corrosion Behavior of Orthodontic Alloys, Galvanic Corrosion Behavior of Orthodontic Archwire Alloys Coupled to Bracket Alloys The Angle Orthodontist*. Vol. 76, No. 4, pp. 705-711.
- Ade Utami Hapsari, 2008, *Studi Pengaruh Tegangan Korosi SCC, Laporan Tugas Akhir, Jurusan Teknik Mesin, Universitas Indonesia, Jakarta*.