

## CORROSION RATE OF TITANIUM ORTHODONTIC WIRE AFTER IMMERSION IN ARTIFICIAL SALIVA

Leliana S Devi AP

Bagian Ilmu Ortodonsia

Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember

### Abstract

Various types of metallic orthodontic wire and brackets stainless steel, cobalt-chromium-nickel alloy, nickel-titanium alloys, beta-titanium alloy are use in the treatment of malocclusion. For correct of orthodontic appliance one must have a thorough knowledge of the material from which these appliance are made. The mechanical and physical properties of these materials change greatly under varying condition of manipulation. These metals undergo chemical or electrochemical reactions with the oral environment resulting in dissolution or formation of chemical compounds. Under several situations the oral environment is highly aggressive and leads to corrosion. An in vitro study to measure the behavior of corrosion on Beta III Ti and CNA orthodontic archwire has been done. The aim of this study was to calculate the corrosion rates of orthodontic archwire. The rectangular 0.017x0.025 Beta III Ti (3M Unitek) dan CNA (Ortho Organizer) were used in this study. To measure the corrosion rates the weight loss and planed interval test method has been used. Data was tested and analyzed using Between Subjects Effect and Multiple Comparison test. The result show the corrosion rates of CNA was higher than Beta III Ti.

**Key words :** Orthodontic wire, Titanium alloy, corrosion rate, artificial saliva.

**Korespondensi (Correspondence) :** Leliana S Devi AP, Bagian Ilmu Ortodonsia Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember. Jl. Kalimantan 37 Jember, 68121. Telp.(0331)333536, Fax.(0331) 331991. E-mail : deviasikin@yahoo.co.id

### PENDAHULUAN

Dewasa ini, pemakaian alat ortodonti merupakan salah satu kebutuhan yang mendasar dalam perawatan kesehatan gigi dan mulut. Alat ortodonti digunakan untuk membetulkan oklusi yang salah, berupa letak gigi yang salah dalam rahang, kelainan relasi yang melibatkan rahang, kelainan pertumbuhan yang melibatkan tulang pembentuk wajah ataupun kelainan jaringan lunak sekitar mulut. Kelainan-kelainan pada oklusi dapat menyebabkan rusaknya jaringan periodontal, frekuensi karies gigi lebih tinggi, fungsi fonetik terganggu, fungsi pengunyahan terganggu, estetik terganggu dan pada akhirnya menimbulkan dampak yang kurang baik bagi psikologis penderita.<sup>1</sup>

Meningkatnya kebutuhan perawatan ortodonti di masyarakat diikuti dengan perkembangan di bidang ilmu ortodonsia itu sendiri, baik di bidang teknik maupun dibidang bahan yang digunakan. Mempelajari sifat dan karakteristik suatu bahan menjadi salah satu hal yang mutlak dalam pengembangan material-material baru. Dalam pengembangan bahan baru tentunya peningkatan karakteristik suatu bahan menjadi target yang harus dicapai dan dikembangkan.<sup>2</sup> Banyak penelitian telah dilakukan untuk menghasilkan suatu bahan yang dapat diaplikasikan dalam rongga mulut sehingga bahan tersebut mampu membantu para ortodontis dalam melakukan perawatan di bidang ortodonti. Selain itu bahan yang digunakan sebaiknya mempunyai sifat mekanis yang baik meskipun bahan tersebut berada dalam lingkungan rongga mulut dalam waktu yang cukup lama.<sup>3</sup>

Salah satu piranti ortodonti cekat yang banyak mengalami perkembangan adalah *orthodontic archwire*. Saat ini kawat atau *wire* dengan berbahan dasar logam titanium merupakan salah satu jenis kawat yang banyak

digunakan dalam melakukan perawatan di bidang ortodonti. Kawat berbahan dasar titanium ini memiliki beberapa kelebihan antara lain memiliki kekuatan yang sama dengan baja walaupun bobotnya lebih ringan hingga 40% dan dengan bobot 60% lebih berat dari aluminium, titanium memiliki kekuatan 2 kali lebih besar, serta memiliki ketahanan korosi yang baik.<sup>4</sup> Burstone dan Goldberg dalam Proffitt, menyatakan penggunaan kawat titanium sangat disarankan karena kawat jenis ini memiliki *biomechanical force* yang rendah bila dibandingkan dengan *stainless steel* dan *cobalt-chromium*, sehingga kawat titanium mempunyai sifat *springback* yang baik pada saat menggerakkan gigi.<sup>5</sup>

Di bidang ortodonti kawat titanium yang digunakan adalah suatu alloy atau paduan beberapa jenis logam. Pada umumnya paduan logam yang digunakan adalah jenis *molybdenum*, *chromium*, *vanadium*, *zirconium* dan *tin*, dengan prosentase tertentu bergantung merk yang beredar di pasaran. Paduan beberapa unsur logam ini dimaksudkan untuk mengubah sifat mekanis suatu logam agar sesuai dengan kebutuhan. Namun perubahan struktur yang terjadi akan mengakibatkan perbedaan potensial yang dapat merubah perilaku korosi logam tersebut.<sup>5,6</sup>

Korosi atau secara awam dikenal sebagai pengkaratan merupakan suatu peristiwa kerusakan atau penurunan kualitas suatu bahan logam yang disebabkan oleh reaksi dengan lingkungannya.<sup>7</sup> Kawat gigi yang berada dalam lingkungan rongga mulut akan berkontak dengan seluruh elemen dalam rongga mulut terutama saliva. Hal ini akan berpengaruh terhadap sifat logam dari kawat gigi.<sup>5,7</sup>

Korosi berasal dari bahasa latin yaitu *corrodere* yang artinya merusakkan logam atau berkaratnya logam akibat lingkungannya. Korosi

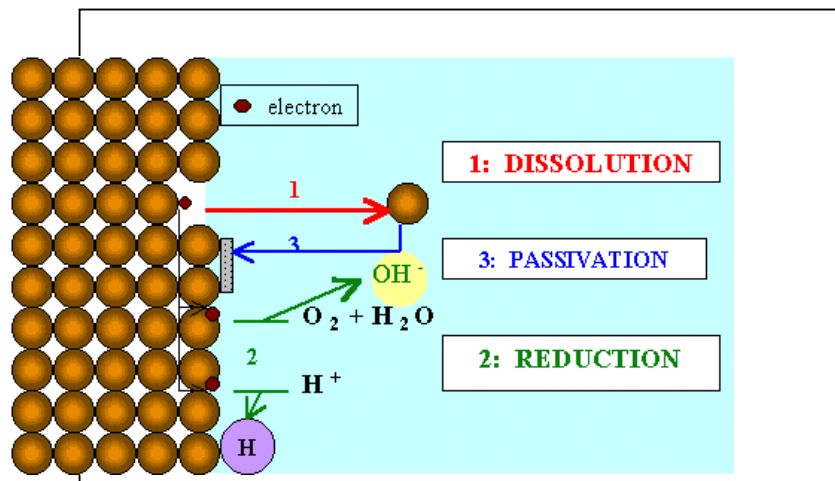
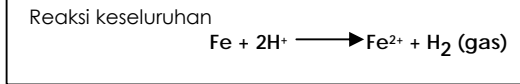
perlu mendapat perhatian khusus karena terbukti sangat merugikan, dan fakta menunjukkan bahwa korosi menimbulkan kerugian yang sangat besar.<sup>8</sup> De Waard dan Milliams menyatakan bahwa korosi atau pengkaratan merupakan fenomena kimia pada bahan-bahan logam. Reaksi yang terjadi

merupakan reaksi pelarutan unsur-unsur pada permukaan logam akibat kontak dengan lingkungan yang mengandung air dan oksigen. Dalam proses korosi, logam akan menjadi anoda ketika berkontak dengan ion-ion hidrogen (logam larut dalam asam).<sup>9</sup> Persamaan-persamaan untuk reaksi itu adalah :

- Ketika logam terlarut  

$$\text{Fe} \longrightarrow \text{Fe}^{2+} + 2\text{e}^{-}$$
- Ketika gas hidrogen terbentuk  

$$2\text{H}^{+} + 2\text{e}^{-} \longrightarrow \text{H}_2$$



Gambar 1. Proses korosi pada logam (Trethwwey, K.R., Chamberlain, J Korosi untuk Mahasiswa Sains dan Rekayasa, 1991)

#### Klasifikasi korosi

Korosi yang umumnya terjadi di alam dapat diklasifikasikan sebagai berikut

#### Korosi Galvanis

Merupakan proses pengkaratan elektro kimia, terjadi apabila dua macam logam yang berbeda potensial dihubungkan langsung di dalam elektrolit yang sama. Elektron mengalir dari logam yang kurang mulia (anodik) menuju ke logam yang lebih mulia (katodik). Akibatnya logam yang kurang mulia berubah menjadi ion-ion positif, karena kehilangan elektron. Ion-ion positif logam bereaksi dengan ion negatif yang berada didalam elektrolit menjadi garam logam.

#### Korosi pelarutan Selektif

Korosi jenis ini menyangkut larutnya suatu komponen dari zat paduan sehingga karat ini disebut pelarutan selektif atau disebut juga *parting dealloying*. Zat komponen yang larut bersifat anodik terhadap komponen yang lain (matrik). Bentuk permukaan tampaknya tidak berubah termasuk tingkat kehalusan atau kekasarannya. Namun sebenarnya berat bagian yang terkena jenis karat ini menjadi berkurang, berpori-pori dan terpenting adalah kehilangan sifat mekanisnya.

#### Korosi Titik Embun

Selain polusi, faktor yang sangat penting sebagai penyebab dalam proses karat atmosfer adalah faktor kelembaban yang menyebabkan menurunnya titik embun atau kondensasi. Air hujan pada hakekatnya membersihkan lapisan polutan pada permukaan logam sehingga dapat mengurangi pengaruh pengkaratan, kecuali apabila sisa-sisa air hujan tersebut tidak dapat segera mengering karena terperangkap didaerah terlindung, dicelah-celah dan dipermukaan tanah yang basah, maka kondisi ini makin memperparah proses korosi.

#### Korosi Sumuran

Korosi sumuran (*pitting corrosion*) adalah korosi lokal secara selektif menyerang bagian permukaan yang selaput pelindungnya tergores atau retak akibat perlakuan mekanik, mempunyai tonjolan akibat dislokasi atau slip yang disebabkan oleh tegangan tarik yang dialami atau tersisa.<sup>8,10</sup>

#### Faktor-faktor yang Mempengaruhi Laju Korosi

Reaksi kimia termasuk laju korosi, akan semakin besar dengan naiknya temperatur sehingga mendorong terjadinya reaksi oksida pada logam atau meningkatkan kemampuan lingkungan untuk mengoksidasi logam. Kenaikan temperatur berbanding lurus dengan kenaikan konstanta laju korosi. Pada suhu kamar,

konstanta laju korosi naik 2 – 50 kali pada setiap kenaikan 10°C. Konstanta laju korosi naik sebesar 1,1 – 1,6 kali pada temperatur reaksi 600.<sup>10,11</sup>

Derajat keasaman mempengaruhi proses korosi karena pH menunjukkan konsentrasi ion H<sup>+</sup> dalam air dan menghasilkan pelepasan elektron oleh logam pada reaksi anodik. Asam adalah suatu indikator yang menyebabkan terjadinya korosi pada logam, dengan polutan SO<sub>2</sub>, SO<sub>3</sub>, NO<sub>2</sub> dan HNO<sub>3</sub>. Lebih dari 90% emisi sulfur dan nitrogen berasal dari aktivitas manusia. Unsur-unsur yang terkandung dalam air, seperti oksigen terlarut, sodium klorida (NaCl), kalsium sulfat (CaSO<sub>4</sub>) dan kalsium karbonat (CaCO<sub>3</sub>) akan ikut mempengaruhi proses korosi pada material. Pada korosi air faktor-faktor yang mempengaruhi perilaku korosi adalah: karakteristik fisik meliputi aliran dan temperatur air, karakteristik kimia meliputi pH, konsentrasi karbon dioksida dan alkalitas air, karakteristik biologi meliputi jumlah mikroorganisme aerob maupun anaerob dalam lingkungan air.<sup>7,10</sup>

Lingkungan asam mempercepat terjadinya korosi, hal ini ditunjukkan dengan percobaan yang dilakukan oleh Whitman dan Russel yang menyebutkan bahwa korosi pada larutan yang mempunyai pH 4 sampai pH 1 tampak cepat sekali dan timbul gas H<sub>2</sub>.<sup>9,11</sup>

**BAHAN DAN METODE**

Dalam penelitian laboratoris ini uji korosi dilakukan dengan metode *weight loss* atau kehilangan berat dan pengukuran dilakukan dengan metode *Planned Interval Test*, metode ini digunakan untuk mengevaluasi korosi logam dalam interval waktu tertentu. Evaluasi waktu yang digunakan adalah H+7, H+14, H+21 dan H+28.

Kawat ortodonsi yang digunakan adalah kawat orto berbahan dasar titanium dengan penampang rectangular dengan ukuran 0.017 X 0.025 inchi. Kawat yang digunakan adalah Beta III Titanium (3M United) dan Trident CNA Beta (Ortho Organizer). Seluruh kawat dipotong sepanjang 10 cm dan disiapkan sebanyak 6 sampel untuk masing-masing kelompok hari dan untuk masing-masing merk. Saliva buatan dengan komposisi dari Fusayama terdiri dari 0,4 gram NaCl, 1,21 gram kCl, 0,78 gram NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>, 2H<sub>2</sub>O, 0,005 gram N<sub>2</sub>S.9H<sub>2</sub>, 1 gram urea yang dilarutkan dalam 1000 ml air yang sudah dideionisasi dengan pH 6.3 – 6.7.<sup>14</sup> Bahan-bahan lain yang disiapkan adalah Aquades, larutan H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>, dan kertas aluminium foil.

Seluruh sampel sebelum dilakukan pengujian diletakkan terlebih dahulu dalam desikator selama 24 jam, hal ini untuk menghilangkan kelembaban udara, untuk membedakan antara wire TMA dan CNA, masing-masing wire diletakkan diatas cawan petri dan diberi label. kemudian kita menyiapkan 48 tabung polyetilen disterilkan,

tabung dibagi dalam 4 kelompok dan diberi label nama untuk masing-masing merk. Kelompok 1 untuk pengukuran hari ke 7, kelompok 2 untuk pengukuran hari ke 14, kelompok 3 untuk pengukuran hari ke 21, kelompok 4 untuk pengukuran hari ke 28, masing-masing kelompok terdiri dari 6 tabung dan diberi label sampel 1 sampai 6.

Setelah 24 jam sampel dipilih secara acak dan dikelompokkan menjadi 4 kelompok untuk masing-masing merk, seluruh sampel ditimbang dengan timbangan Analitik ((KERN-220MT) dengan tingkat ketelitian 0,001 dan untuk meminimalkan kesalahan seluruh sampel ditimbang sebanyak 3x dan dihitung serta dicatat rata-ratanya, selanjutnya masing-masing sampel dimasukkan kedalam tabung polyetilen yang sebelumnya telah diisi dengan saliva buatan sebanyak 10 ml. Kemudian seluruh tabung disimpan kedalam inkubator dengan suhu 37°C.

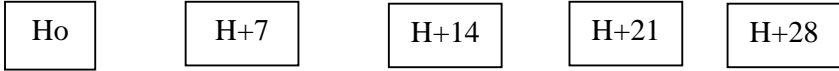
Setelah hari ke-7, seluruh tabung pada kelompok pertama dikeluarkan dari inkubator, selanjutnya dengan menggunakan pinset masing-masing wire dikeluarkan dari tabung polyetilen, mula-mula sampel dibersihkan dengan menggunakan larutan H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> sebanyak 100 ml yang dilarutkan dengan aquades menjadi 1000 ml pada temperatur 20 – 25° C selama 1-3 menit, sesuai dengan ASTM G1-90 "Standard Practice for Preparing, Cleaning and Evaluating Corrosion Test Specimen" ( ASTM, 1989)<sup>12</sup>. Kemudian untuk menghilangkan kelembaban udara semua sampel diletakkan dalam desikator selama 24 jam. Masing-masing sampel diletakkan dalam cawan Petri dan diberi label sesuai dengan label tabung. Penimbangan berat sampel dilakukan keesokan harinya dengan menggunakan timbangan analitik yang sama. Semua proses diulangi pada kelompok 2, 3, dan 4. Selanjutnya pengukuran laju korosi dilakukan dengan menggunakan rumus :

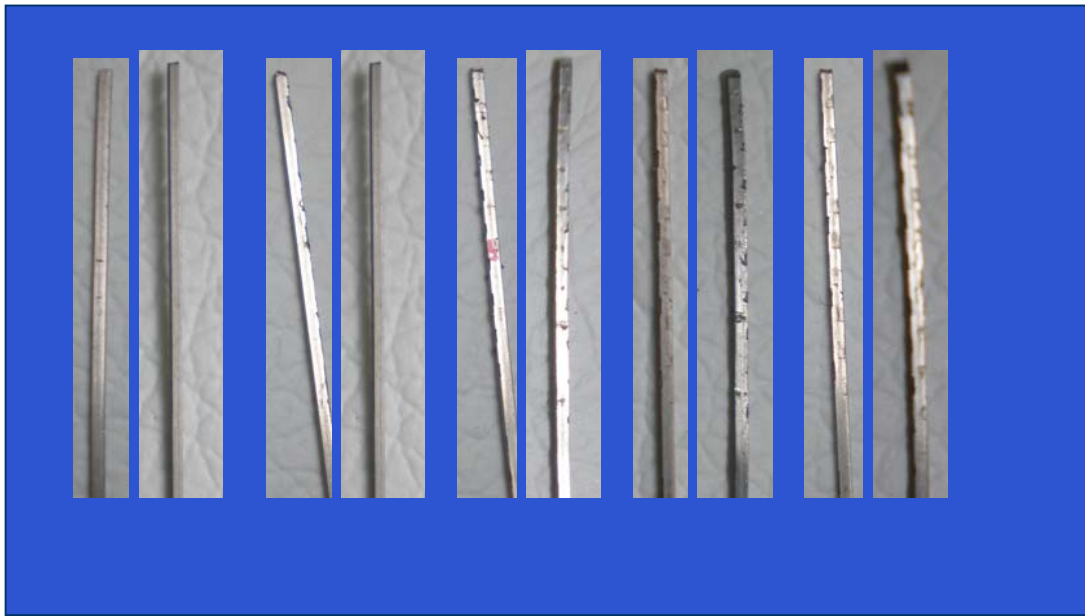
$$mpy = \frac{3,45 \times 10^6 \times W}{A \times T \times D}$$

- mpy = laju korosi (mils/year)
- W = berat yang hilang (gr)
- A = luas spesimen (cm<sup>2</sup>)
- T = waktu (hari/tahun)
- D = density (gr/cm<sup>3</sup>)

**HASIL**

Berdasarkan pengamatan langsung, terlihat adanya perbedaan antara kawat sebelum dan sesudah mengalami korosi, hal ini terjadi baik pada merk Beta III Ti maupun CNA, terlihat juga semakin lama perendaman maka permukaan kawat menjadi semakin rusak bahkan pada hari ke 21 dan 28 juga terjadi perubahan warna. (gambar 2)





Gambar 2. Perubahan warna dan tekstur pada kawat titanium akibat proses korosi dengan pembesaran 1000 X

Dari tabel 1 terlihat hasil pengukuran penimbangan berat diperoleh data bahwa terdapat penurunan berat kawat ortodontik baik pada kawat TMA maupun CNA, hal ini langsung berpengaruh terhadap laju korosi kedua kawat tersebut. Dengan menggunakan rumus *mpy* terlihat adanya perbedaan nilai laju korosi pada kedua kawat tersebut.

Hasil analisa statistik dengan menggunakan uji *between subject effect* pada

tabel 2 menunjukkan taraf signifikansi sebesar 0.000. Hal ini berarti terdapat perbedaan yang nyata antara laju korosi pada kawat TMA dan laju korosi pada kawat CNA, baik pada lama perendaman 7, 14, 21 dan 28 hari. Bila melihat rerata laju korosi pada tabel tersebut, terlihat bahwa laju korosi pada kawat CNA lebih besar dibanding dengan laju korosi pada kawat TMA.

Tabel 1. Rerata Pengukuran kehilangan berat dan laju korosi pada kawat Beta III Ti dan CNA

Hari Pengukuran	Beta III Ti		CNA	
	Kehilangan Berat	Laju Korosi	Kehilangan Berat	Laju Korosi
Hari ke 7	0,000563	9.923,85	0,00185	30.538,27
Hari ke 14	0,000835	7.296,95	0,00218	18.020,33
Hari ke 21	0,00355	20.984,45	0,00435	23.935,4
Hari ke 28	0,00526	25.027,55	0,00618	27.704,54

Tabel 2. Nilai p hasil uji *Between Subjects Effectc* untuk Laju korosi

**Tests of Between-Subjects Effects**

Dependent Variable: kehilangan berat

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Model	.001 <sup>a</sup>	8	8.00E-005	4695.905	.000
perlakuan	.000	3	5.49E-005	3221.496	.000
merk	1.42E-005	1	1.42E-005	832.775	.000
perlakuan * merk	6.57E-007	3	2.19E-007	12.857	.000
Error	6.82E-007	40	1.70E-008		
Total	.001	48			

<sup>a</sup>. R Squared = .999 (Adjusted R Squared = .999)

Untuk melihat laju korosi pada interval waktu mana saja yang berbeda nyata, baik pada

kawat TMA maupun kawat CNA dilakukan uji *Multiple Comparison*. Pada table 3 terlihat

perbedaan yang nyata laju korosi semua kelompok dengan  $p = 0.000 < \alpha (0.05)$ .

Tabel 3. Hasil uji *Multiple Comparison* dengan interval waktu 7, 14, 21 dan 28 hari setelah proses korosi

### Multiple Comparisons

Dependent Variable: laju korosi

LSD

(I) perlakuan	(J) perlakuan	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
korosi H+7	korosi H+14	7572.4225*	368.0910	.000	6828.482913	8316.362087
	korosi H+21	-2228.8592*	368.0910	.000	-2972.79875	-1484.91958
	korosi H+24	-6134.9800*	368.0910	.000	-6878.91959	-5391.04041
korosi H+14	korosi H+7	-7572.4225*	368.0910	.000	-8316.36209	-6828.48291
	korosi H+21	-9801.2817*	368.0910	.000	-10545.2213	-9057.34208
	korosi H+24	-13707.403*	368.0910	.000	-14451.3421	-12963.4629
korosi H+21	korosi H+7	2228.8592*	368.0910	.000	1484.919580	2972.798754
	korosi H+14	9801.2817*	368.0910	.000	9057.342080	10545.22125
	korosi H+24	-3906.1208*	368.0910	.000	-4650.06042	-3162.18125
korosi H+24	korosi H+7	6134.9800*	368.0910	.000	5391.040413	6878.919587
	korosi H+14	13707.403*	368.0910	.000	12963.46291	14451.34209
	korosi H+21	3906.1208*	368.0910	.000	3162.181246	4650.060420

Based on observed means.

\*. The mean difference is significant at the .05 level.

### PEMBAHASAN

Beberapa faktor seperti suhu, kuantitas dan kualitas saliva, pH saliva, seperti sifat kimia dari makanan dan cairan yang dikonsumsi oleh tubuh serta kondisi kesehatan, dapat mempengaruhi terjadinya proses korosi dalam rongga mulut.

Daya tahan korosi pada kawat titanium sangat tergantung dari susunan *passive layer*, bentuk *passive layer* pada kawat titanium merupakan struktur *titanium Oxide* dengan  $TiO_2$  yang hampir merata pada seluruh permukaan. Adanya *passive layer* mencegah penyebaran oksigen menjadi lebih jauh hal ini merupakan suatu daya tahan terhadap proses korosi. Namun apabila *passive layer* tersebut menjadi rusak maka kawat akan menjadi lebih korosi<sup>6</sup>.

Titanium monoksida adalah logam konduktif, lapisan tipis permukaan logam konduktif menambah pengangkutan muatan melalui *interface*. Alasan utama penggunaan titanium dan paduannya adalah ketahanannya terhadap korosi yang sangat baik dan efek *biocompatibility*. Stabilitas korosi titanium disebabkan oleh sebuah lapisan pasif semikonduktif dari formula  $Ti_1 + SO_2$  pada permukaannya<sup>13</sup>.

Kawat Beta III Ti memiliki banyak kelebihan bila dibandingkan dengan kawat ortodonti lainnya, seperti memiliki nilai kekuatan elastik range dan spring back yang cukup baik bila dibandingkan dengan kawat SS, *elgiloy* dan *Niti*, selain itu kawat ini juga memiliki efek biokompatibilitas yang baik<sup>3</sup>.

Korosi pada kawat Beta III Ti dan CNA terjadi karena rusaknya lapisan *passive layer* yang disebabkan oleh absorpsi ion hidrogen, makin lama perendaman maka makin tinggi laju korosi yang terjadi. Penurunan pH secara

drastis terjadi setelah pencelupan hari pertama. Kemudian cenderung konstan mulai hari ke 2 sampai 15. Penurunan pH ini disebabkan terjadi hidrolisis antara ion-ion logam dengan molekul-molekul air yang menghasilkan ion-ion hidrogen yang mengurangi pH<sup>9</sup>.

Tabel 1 menunjukkan laju korosi pada interval waktu 7 hari pertama sangat besar, dan menurun pada interval pengukuran hari ke 14, ini menunjukkan reaksi hidrolisis mulai berkurang akibat pembentukan produk korosi pada permukaan kawat yang menghalangi ion-ion untuk bereaksi dengan air, sehingga pembentukan ion  $H^+$  juga berkurang dan tidak menimbulkan perubahan yang banyak pada lingkungan yang dapat mempengaruhi proses korosi. Namun semakin lama suatu logam berada pada lingkungan tertentu maka proses korosi akan kembali terjadi dan akan semakin parah karena logam yang kembali terkorosi adalah logam yang sudah mengalami proses korosi atau *initial of corrosion*<sup>8</sup>.

Kawat Beta III Titanium (3M Unitek) mempunyai komposisi terbesar Ti (62%), Mo (10-20%), Zr (4.5-10%), Tin (8%) dan CNA (Ortho Organizer) mempunyai komposisi terbesar Ti (79%), Mo (11%), Zr (6%) dan Tin (4%). Pada komposisi diatas terlihat bahan dasar titanium memiliki persentase yang cukup tinggi yaitu 62% pada Beta III Ti dan 79% pada CNA, perbedaan kandungan titanium antara dua merk diatas yaitu sekitar 17%. Titanium pada CNA lebih tinggi daripada beta III Ti, sehingga kekuatan tarik CNA lebih besar<sup>13</sup>.

Sebaliknya pada perilaku korosi kawat busur CNA memiliki potensi lebih tinggi dibanding dengan Beta III Ti. Pada tabel 1 menggambarkan laju korosi yang cukup tinggi pada kawat busur CNA dibanding dengan Beta

III Ti dan analisa statistik juga menyimpulkan ada perbedaan yang signifikan pada kedua kawat tersebut. Prilaku korosi sangat dipengaruhi oleh adanya *passive layer* atau lapisan pelindung, bahan yang biasanya digunakan sebagai *coating agent* atau pelapis adalah bahan timah atau tin. Timah adalah unsur kimia dengan simbol Sn dan nomor atom 50, logam ini bersifat lunak dan tidak mudah dioksidasi diudara dan pada umumnya digunakan untuk melapisi logam lain untuk mencegah korosi<sup>14</sup>.

Kawat busur CNA hanya mempunyai 4% kandungan timah sedangkan Beta III Ti mempunyai 8% kandungan timah, dengan demikian bahan pelapis pada Beta III Ti lebih besar dari CNA. Hal ini membuat kawat busur Beta III Ti lebih tahan terhadap korosi karena mempunyai *passive layer* yang lebih besar.

#### KESIMPULAN

Dari seluruh rangkaian penelitian diatas dapat disimpulkan bahwa laju korosi kawat CNA lebih besar dibanding dengan Beta III Ti dan hal ini sangat dipengaruhi oleh prosentase kandungan *alloy* sangat berpengaruh terhadap karakteristik suatu bahan.

#### DAFTAR PUSTAKA

1. Graber Thomas M., Varnasdall Robert L., Jr. (2000): **Orthodontics Current Principles and Techniques**, 3<sup>th</sup> ed, Mosby In. St Louis, Missouri.
2. Graber T.M., Eliades T., Athanasiou A.E (2004): **Risk Management in Orthodontics : Expert's Guide to Malpractice**, Quintessence Publishing Co, Inc.
3. Brantley WA, Eliades T (2001): **Orthodontic material**, Thieme Stuttgart, New York.
4. Yonekura Y, Endo K, Iijima M, Ohno H, Mizoguchi I (2004): **In vitro corrosion characteristics of commercially available orthodontic wires**. *Dent Mater J*;130.
5. Proffit W, Fields H, Ackerman J, Bailey L, Tulloch JF (2004): **Contemporary Orthodontics**. St Louis, Mo: Mosby Inc.
6. Kim H, Johnson JW (1999): **Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires**. *Angle Orthod*; 61.
7. Videm, K (2000): **The anodic behaviour of iron and steel in aqueous solutions with CO<sub>2</sub> HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>, CO<sub>3</sub><sup>2+</sup>, and Cl<sup>-</sup>**, Corrosion 2000, Paper 39, Houston, TX, NACE, 2000.
8. Trethwwey, K.R., Chamberlain, J (1991): **Korosi untuk Mahasiswa Sains dan Rekayasa**, Gramedia Pustaka Utama, Jakarta.
9. Philip A.S, P.E (1999): **Corrosion Engineering Handbook**, American Society for Testing and Materials.
10. Collings, E.W (1999): **Material Properties Handbooks**, Battelle Memorial Institute Columbus, Ohio USA.
11. Aagotnes, N.O., et al (1999): **Comparison of corrosion measurement by use of AC-impedance, LPR, and polarization method on carbon steel in CO<sub>2</sub> purged NaCl electerolytes**, Corrodion Paper 27, TX, NACE, Houston.
12. ASTM G-3 (1989): **Standart Practice For Convention Applicable to Electrochemical Impedance Measurement in Corrosion testing**, *Annual Book of ASTM Standard, Metal Test and Metods and Analytical Procedures*, American Society for Testing and Materials.
13. \_\_\_\_\_ (1982): **Titanium and Titanium Alloy Source Book**. American Society for Metals TX, NACE, Houston.
14. Tipler PA (1998): **Fisika untuk sains dan teknik**. Jilid I, cetakan III. Penterjemah Lea Prasetyo, Rahmad W.Adi. Jakarta: Penerbit Erlangga.