

## PENGARUH PENGGUNAAN AIR POLISHER DAN JENIS KAWAT TERHADAP DAYA LENTING KAWAT BUSUR ORTODONTIK SETELAH DIRENDAM DALAM SALIVA BUATAN

Iwan Wirasatyawan\*, Wayan Ardhana\*\*, dan Dyah Karunia\*\*

\*Program Studi Ortodonsia Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis FKG UGM

\*\*Bagian Ortodonsia FKG UGM

### ABSTRAK

*Air polisher* digunakan untuk membersihkan plak dan pewarnaan ekstrinsik sebagai profilaksis permukaan email sebelum dilakukan pemasangan braket dan sebagai plak kontrol selama dalam masa perawatan menggantikan penggunaan *pumice* dan *rubber cup* yang diaplikasikan dengan menyemprot langsung pada permukaan braket dan kawat busur dalam rongga mulut. Degradasi yang terjadi pada kawat busur akibat pengaruh proses mekanik atau kimiawi mengakibatkan perubahan morfologi permukaan bahan sehingga mengakibatkan perubahan terhadap sifat fisik dan mekanik kawat busur ortodontik. Tujuan penelitian ini adalah untuk mengetahui pengaruh penggunaan *air polisher* dengan bahan abrasif sodium bikarbonat, jenis kawat dan lama perendaman dalam saliva buatan terhadap daya lenting kawat busur ortodontik.

Penelitian menggunakan metode eksperimental laboratoris, dilakukan terhadap kawat busur ortodontik yang terbuat dari *stainless steel* dan nikel titanium dengan diameter 0.016 ". Masing masing dibagi menjadi dua kelompok, pertama kelompok tanpa penyemprotan dan kedua kelompok dengan penyemprotan. Kemudian tiap kelompok dibagi dalam tiga sub kelompok, kelompok T0 (tanpa perendaman dan penyemprotan), T1 (Perendaman dan penyemprotan 15 hari ) dan T2 (perendaman dan penyemprotan 30 hari) masing-masing terdiri dari 5 sampel. Daya lenting diukur menggunakan metode *tri point bending test*. Data hasil pengukuran dianalisis menggunakan Anava tiga jalur.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa penyemprotan dan lama perendaman dalam saliva buatan tidak berpengaruh terhadap daya lenting kawat busur ortodontik serta tidak terdapat interaksi antara penggunaan *air polisher*, jenis kawat, dan lama perendaman ( $p > 0,05$ ). Perbedaan bermakna ( $p < 0,05$ ) hanya terjadi antara jenis kawat, ini disebabkan karena perbedaan modulus elastisitas bahan kawat antara *stainless steel* dan nikel titanium.

**Kata kunci :** Kawat busur ortodontik, *air polisher*, daya lenting

### ABSTRACT

*Air polisher* is used to clean plaque and extrinsic staining as prophylaxis enamel surface prior to bonding bracket and a plaque control during the treatment period replaces the use of *pumice* and *rubber cup*. It is applied by spraying directly on the surface of the bracket and arch wire in the oral cavity. Degradation that occurs in the archwire due to the influence of mechanical or chemical processes result in changes in the morphology of the surface material, resulting in changes to the physical and mechanical properties of orthodontic arch wire.

The purpose of this study was to determine the effect of *air polisher* with sodium bicarbonate as abrasive powder, type of wire and duration of immersion in artificial saliva on resilience stainless steel and nickel Titanium wire. Research used laboratory experimental method , performed on orthodontic arch wire made of stainless steel and nickel titanium with a diameter of 0.016 ". Samples were divided into two groups, group I SS without spraying , group II SS with spraying and no spraying of NiTi group I , group II NiTi by spraying . then divided into three sub- groups , the group T0 (no immersion and spraying), T1 (15 days immersion and spraying) and T2 (30 days of immersion and spraying), each consisting of 5 samples. Resilience was measured using a tri-point bending test method. Analysis measurement data used tree way analysis Variance.

The results showed there was no influences of air polishing and duration of immersion in artificial saliva on resilience of orthodontic wires, not significant difference ( $p > 0.05$ ) in resilience orthodontic arch and had no interaction between spraying , type of wire, and duration of immersion in artificial saliva. The difference was significant ( $p < 0.05$ ) only between types of wire , was largely attributable due to the different modulus of elasticity of the material of wire between stainless steel and nickel titanium .

**Keywords :** *orthodontic arch wire, Air polisher, resilience*

### PENDAHULUAN

Perkembangan bahan dan teknologi bidang kedokteran gigi terus meningkat, mencakup teknik perawatan maupun alat dan bahan yang dipergunakan dalam perawatan. Salah satu teknologi yang berkembang adalah teknik dalam kontrol plak dan pembersihan pewarnaan ekstrinsik permukaan gigi. Metode pembersih

yang menggunakan hembusan udara, air dan partikel abrasif (*air polisher*). Metode *air polisher* pertama diperkenalkan dalam bidang kedokteran gigi pada tahun 1970, dipergunakan sebagai alat untuk membersihkan pewarnaan ekstrinsik dan debris di permukaan gigi. *Air polisher* menggunakan instrumen *handpiece* dan partikel abrasif yang dihembuskan bersama air serta udara

bertekanan terhadap permukaan gigi. Energi kinetik dari partikel abrasif yang dihembuskan bersama udara dan air mengenai permukaan gigi sehingga pewarnaan ekstrinsik dan plak akan terlepas hal ini terjadi karena adanya proses abrasi dan erosi.<sup>1</sup> *Air polisher* dapat membersihkan plak dan pewarnaan ekstrinsik dalam waktu yang lebih singkat bila dibandingkan dengan metode tradisional. Dalam bidang ortodontik, penggunaan diterapkan sebagai profilaksis permukaan email sebelum dilakukan pemasangan braket dan sebagai plak kontrol selama dalam masa perawatan menggantikan penggunaan *pumice* dan *rubber cup*<sup>2</sup>. Partikel abrasif yang biasa digunakan adalah sodium bikarbonat, senyawa kimia dengan rumus  $\text{NaHCO}_3$ .<sup>3</sup>

Komponen alat dan bahan dalam perawatan ortodontik dengan alat cekat yang terdiri dari braket, kawat dan alat tambahan lainnya dapat terpengaruh akibat proses kimia dari plak atau debris makanan dan faktor mekanik dalam rongga mulut. Proses kimiawi, mekanik dan elektrokimia yang terjadi secara simultan dalam rongga mulut ini disebut *tribocorrosion*. Proses ini dapat mengakibatkan terjadinya perubahan morfologi permukaan kawat busur karena adanya korosi yang terjadi dalam rentang waktu selama perawatan<sup>1,4</sup>.

Hasil penelitian yang dilakukan oleh Walker dkk., (2007) menunjukkan bahwa perubahan permukaan kawat busur dapat menyebabkan degradasi sifat mekanik kawat busur ortodontik dari bahan *stainless steel*<sup>5</sup>. Menurut Barret (1993), proses korosi terjadi pada *band*, braket serta kawat busur dari *stainless steel* dan nikel titanium yang direndam dalam saliva buatan dalam temperatur 37°C terjadi dalam dua minggu pertama<sup>6</sup>. Degradasi sifat fisik dan mekanik logam dipengaruhi juga oleh adanya proses *hydrogen embrittlement* yang dapat mengakibatkan menurunnya *ductility* atau kekenyalan bahan<sup>7</sup>.

Pencegahan akumulasi plak dan debris dalam jangka panjang selama masa perawatan ortodontik harus dilakukan dengan pembersihan plak secara berkala pada waktu kontrol. Salah satu alternatif yang dapat dilakukan adalah menggunakan *air polisher*<sup>1</sup>. Namun demikian, menurut Willmes dkk., (2009), penggunaan metode *air polisher* dapat mengakibatkan perubahan morfologi permukaan kawat busur dan braket, yaitu terjadinya kekasaran permukaan<sup>7</sup>. Kekasaran permukaan braket dan kawat busur terjadi akibat adanya abrasi pada permukaan

akibat hembusan partikel abrasif yang dipergunakan<sup>8</sup>.

Mekanoterapi dari kawat busur ortodontik tergantung sifat fisik bahan dan reaksi biokimia dari jaringan pendukung gigi. Awal perawatan dipergunakan kawat dengan elastisitas yang tinggi, seperti nikel titanium sehingga menurangi rasa nyeri akibat gaya yang digunakan. Tahap kedua menggunakan *stainless steel*, dan tahap tiga menggunakan kembali *stainless steel*.<sup>9,10,11</sup> Bahan logam kawat busur yang digunakan harus memiliki biokompatibilitas yang baik. Tahan korosi, tidak mengakibatkan iritasi, tidak mudah bereaksi atau berubah pada lingkungan rongga mulut dan tidak toksik<sup>12</sup>. Kawat ortodontik harus memiliki sifat mudah dibentuk, kekakuan (*stiffness*) yang rendah, daya lenting yang tinggi, biokompatibilitas yang baik dan tahanan friksi yang rendah<sup>13</sup>. Bahan alloy kawat harus memiliki keuletan (*ductility*), kekuatan (*strength*), dan daya lenting (*resilience*) yang sesuai untuk kawat busur ortodontik<sup>14</sup>.

Modulus elastisitas kawat busur *stainless steel* berkisar antara 160-180 Gpa. Sifat antikorasi kawat *stainless steel* karena kandungan kromium yang relatif tinggi. Kromium dalam *stainless steel* membentuk lapisan yang berikatan membentuk lapisan oksida yang dapat mencegah proses korosi dengan jalan menghalangi difusi oksigen dalam campuran logam<sup>15</sup>. Komposisi alloy nikel titanium terdiri dari 55% nikel dan 45% titanium dalam struktur senyawa *equiatomic*. Sifat fisik yang sangat menguntungkan dalam bidang kedokteran gigi adalah sifat *superelastic* dan *shape memory*. Modulus elastisitas kawat nikel titanium berkisar 34 Gpa<sup>16,11</sup>.

*Resilience* atau daya lenting merupakan kemampuan kawat busur memberikan kekuatan atau gaya yang terjadi ketika kawat terpasang dan berfungsi. Daya lenting kawat merupakan sifat mekanik kawat yang sangat penting pada tahap awal perawatan ortodontik yang dipengaruhi oleh penampang, kekenyalan (*Ductility*) bahan kawat<sup>17</sup>.

Hasil penelitian Barret dkk., (1993) yang mengamati korosi yang terjadi pada *band*, braket dan kawat busur dari *stainless steel* dan nikel titanium yang direndam dalam saliva buatan dalam temperature 37°C selama empat minggu menunjukkan bahwa terjadi pelepasan nikel dan kromium dalam saliva yang meningkat dalam dua minggu pertama<sup>6</sup>. Menurut Hera Kim dkk., (1999), permukaan bahan logam tidak mudah

mengalami korosi selama lapisan oksida dipermukaan logam dalam keadaan utuh. Potensi terjadinya korosi mulai terjadi apabila lapisan oksida pada permukaan logam kawat busur yang berfungsi sebagai pelindung mengalami kerusakan<sup>21,22</sup>.

*Embrittlement* merupakan fenomena yang mengakibatkan terjadinya penurunan kekenyalan (*ductility*) bahan logam termasuk kawat busur ortodontik. Fenomena *embrittlement* dapat terjadi karena pengaruh temperatur tinggi yang mengakibatkan keretakan bahan logam, korosi dan adanya ion hydrogen (*Hydrogen embrittlement*)<sup>9,22,23</sup>. Ion hydrogen dalam saliva dapat mengakibatkan terjadinya proses *hydrogen embrittlement* kawat busur ortodontik, sehingga mengakibatkan terjadinya degradasi elastisitas kawat busur dalam rongga mulut<sup>24</sup>.

Dalam saliva buatan dengan ph 6,7, *stainless steel* memiliki potensi pelepasan unsur nikel lebih besar bila dibandingkan dengan nikel titanium. Proses erosi dan korosi pada permukaan kawat busur ortodontik mengakibatkan perubahan morfologi permukaan kawat busur dan braket berupa kekasaran permukaan yang menyebabkan menurunnya sifat fisik dan mekanik kawat<sup>4</sup>.

**METODE PENELITIAN**

Penelitian menggunakan kawat busur *stainless steel* (SS) dan kawat busur nikel titanium (NiTi) dengan bentuk penampang bulat diameter 0,016” yang dipotong dengan panjang 25 mm dipilih dan dibagi secara random dalam dua kelompok, kelompok I SS tanpa penyemprotan, kelompok II SS dengan penyemprotan dan kelompok I NiTi tanpa penyemprotan, kelompok II NiTi dengan penyemprotan, kemudian dibagi dalam tiga sub kelompok, kelompok T0 (tanpa perendaman dan penyemprotan), T1 (perendaman dan penyemprotan 15 hari) dan T2 (perendaman dan penyemprotan 30 hari) masing-masing terdiri dari 5 sampel. Sub kelompok T0 langsung diukur daya lentingnya. Sub kelompok T1 dan T2 direndam dalam saliva buatan yang disimpan dalam tabung dan diletakkan dalam inkubator dengan temperatur 37°C.

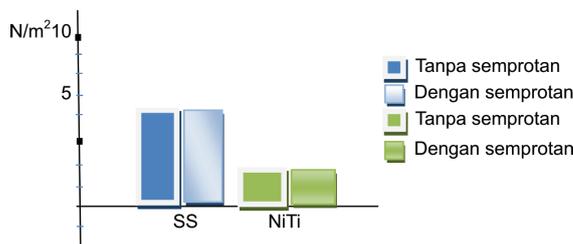
Tahap berikutnya dilakukan penyemprotan pada kelompok dengan penyemprotan pada seluruh sampel (T1 dan T2) dengan *air polisher* pada hari ke 15 lima sampel (T1) diambil kemudian diukur daya lentingnya, sisanya dicuci dengan aqua destilata dan direndam kembali

dalam saliva hingga hari ke 30 perendaman (T2). Penyemprotan dilakukan masing-masing sampel selama 5 detik. Sedangkan kelompok tanpa penyemprotan, lima sampel (T1) diambil dari perendaman kemudian dilakukan pengukuran, sisianya tetap direndam hingga hari ke 30 (T2).

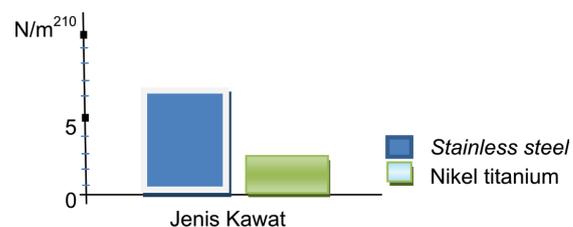
Uji daya lenting dengan *tri point bend test* menggunakan *Universal testing machine* dengan satuan N/mm<sup>2</sup>. Kawat ditempatkan pada braket yang telah dipasang pada fiksir yang terbuat dari logam dengan jarak antar tepi braket yang berhadapan 14 mm, dan diligasi menggunakan karet ligasi. Pengukuran dilakukan dalam *water bath* dengan suhu 37°C. Defleksi dilakukan dengan menempatkan ujung alat pada pertengahan kawat dengan kecepatan gerak 0,3 mm/menit, besar gaya 50 N dengan jarak defleksi 2 mm<sup>25</sup>.

Selain pengujian dilakukan juga pengamatan hasil perlakuan menggunakan *scanning electron microscope* untuk melihat perubahan pada permukaan kawat.

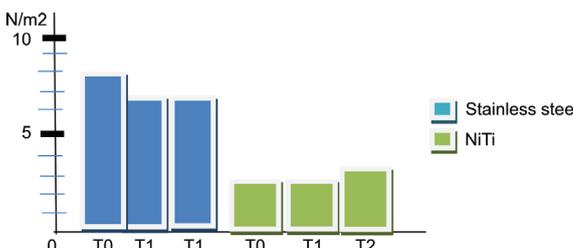
**HASIL PENELITIAN**



**Grafik 1.** Rerata daya lenting antar kelompok perlakuan



**Grafik 2.** Rerata daya lenting antar jenis kawat



**Grafik 3.** Rerata daya lenting antar waktu perendaman

Tabel rangkuman Hasil ANAVA Tiga Jalur

Sumber	Jumlah Kuadrat	Derajat bebas	Rerata kuadrat	F hitung	p
Penggunaan <i>Air Polisher</i>	0,024	1	0,024	0,483	0,490
Jenis kawat	295.704	1	295.704	5953.295	<b>0.000*</b>
Waktu perendaman & penyemprotan	0.044	2	0.022	0.446	0.643
Penggunaan air polisher-jenis kawat - waktu perendaman dan penyemprotan	0.036	2	0.018	0.366	0.696

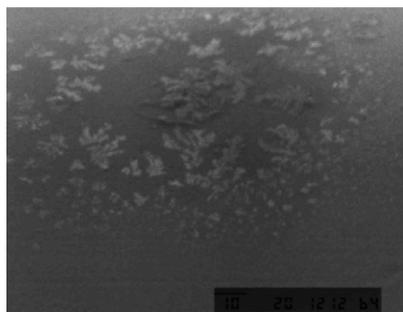
Keterangan : \* : bermakna

P : signifikansi ( $p < 0.05$ )

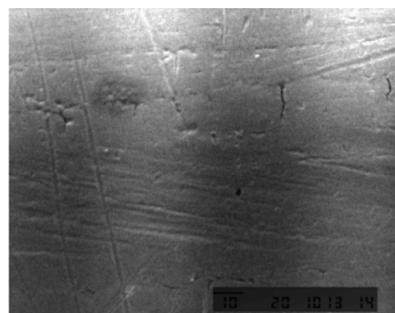
Data hasil pengukuran pengaruh penggunaan *air polisher*, jenis kawat, dan lama perendaman dalam saliva buatan terhadap daya lenting kawat ortodontik diuji dengan analisis variansi tiga jalur (ANAVA tiga jalur).

Hasil ANAVA tiga jalur tentang perbandingan besar daya lenting kawat busur ortodontik antara yang disemprot dan tidak disemprot tidak terdapat perbedaan yang bermakna ( $p > 0.05$ ). Antara jenis kawat terdapat perbedaan yang bermakna ( $p < 0.05$ ). Antara waktu perendaman tidak terdapat perbedaan yang bermakna ( $p > 0.05$ ). Tidak terdapat interaksi antara penggunaan *air polisher*, jenis kawat dan lama perendaman dalam saliva buatan terhadap daya lenting kawat busur ortodontik ( $p > 0.05$ ).

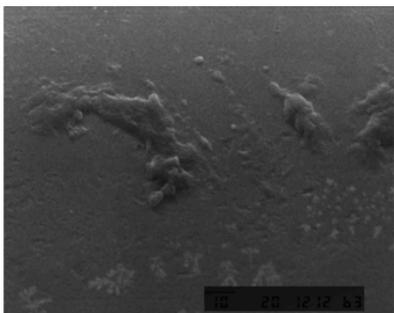
Hasil pengamatan dengan *Scanning electron microscope* menunjukkan adanya perubahan gambaran permukaan kawat. Terlihat bercak pada permukaan kawat sebelum dilakukan penyemprotan (gambar 1a, b) dan terlihat kontur permukaan kawat semakin jelas setelah dilakukan penyemprotan (gambar 2a, b; 3a, b)



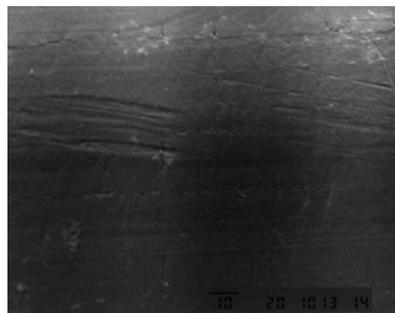
Gambar 1.b. SS T0 perbesaran 1000x



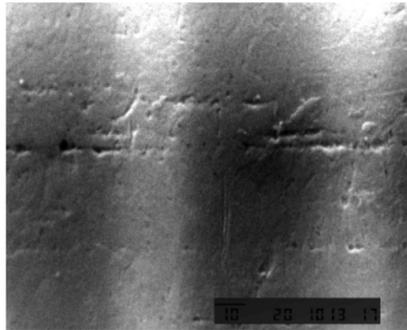
Gambar 2.a SS.T1. Semprot Perbesaran 1000x



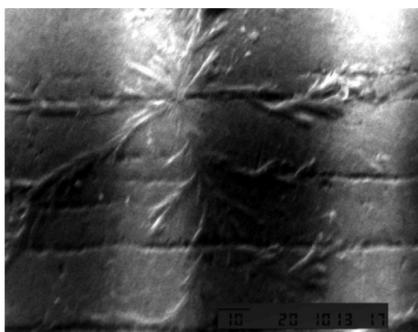
Gambar 1.a. Niti T0. Perbesaran 1000X



Gambar 2.b. SS.T2. Semprot Perbesaran 1000X



Gambar 3a. NiTi T1. Perbesaran 1000x



Gambar 3.b. Niti T2. Perbesaran 1000X

## PEMBAHASAN

Kawat busur yang dipergunakan dalam perawatan ortodontik berpotensi mengalami penurunan sifat fisik dan mekaniknya akibat adanya kontak dengan lingkungan rongga mulut, baik mekanis berupa tekanan dan perubahan suhu, maupun kimia yang mencakup keasamaan saliva atau zat kimia yang terkandung dalam minuman atau pasta gigi. Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui pengaruh penggunaan *air polisher* yang digunakan untuk membersihkan plak terhadap daya lenting kawat dengan bahan *stainless steel* dan nikel titanium setelah dilakukan perendaman dalam saliva buatan.

Degradasi sifat mekanik kawat busur dimungkinkan terjadi karena proses *tribocorrosion* yaitu adanya proses kimia, mekanis dan elektrokimia yang terjadi secara simultan dalam rongga mulut terhadap bahan logam kawat busur. Perendaman dalam saliva buatan dalam penelitian ini dilakukan untuk mensimulasikan adanya proses kimia yang memicu adanya proses korosi dan penggunaan *air polisher* sebagai pembersih menggunakan serbuk abrasif sodium bikarbonat sebagai faktor mekanis yang mempengaruhi permukaan kawat busur. Kombinasi perlakuan

antara waktu perendaman dan penyemprotan dilakukan untuk menggambarkan proses kontrol berkala selama perawatan ortodontik.

Hasil uji hipotesis menggunakan anava tiga jalur menunjukkan bahwa penggunaan *air polisher* tidak berpengaruh terhadap besar daya lenting kawat busur ortodontik, baik pada kawat yang disemprot maupun yang tanpa disemprot, tidak terdapat perbedaan yang bermakna ( $p > 0.05$ ) sehingga hipotesis yang menyatakan terdapat perbedaan besar daya lenting antara kelompok yang disemprot dan tidak disemprot ditolak. Hal ini diduga karena penyemprotan menggunakan *air polisher* tidak mengakibatkan perubahan permukaan yang mengakibatkan terjadinya kekasaran permukaan yang memperparah terjadinya proses korosi yang mengakibatkan perubahan sifat fisik dan mekanik kawat busur,

Terdapat perbedaan besar daya lenting yang bermakna ( $p < 0.05$ ) antara jenis kawat yaitu *stainless steel* dan nikel titanium, hal ini terjadi karena terdapat perbedaan modulus elastisitas yang besar diantara kedua jenis kawat. *Stainless steel* memiliki modulus elastisitas berkisar 160-180 Gpa, sedangkan kawat busur nikel titanium hanya 34 GPa<sup>14</sup>. Dengan demikian perbedaan mutlak dikarenakan elastisitas yang berbeda bukan karena pengaruh penggunaan *air polisher* dan perendaman dalam saliva buatan.

Besar daya lenting antara yang disemprot sebelum dan setelah direndam 15 dan 30 hari, tidak menunjukkan perbedaan yang bermakna ( $p > 0.05$ ). Proses korosi, *hydrogen embrittlement* dan perubahan morfologi permukaan akibat penyemprotan menggunakan *air polisher* dengan bahan abrasif sodium bikarbonat pada penelitian ini yang diduga dapat mengakibatkan perubahan sifat mekanik dari kawat *stainless steel* maupun nikel titanium tidak terjadi, hal ini dikarenakan tidak terjadi perubahan morfologi permukaan berupa kekasaran permukaan akibat pengulangan penyemprotan. Selain itu pembentukan oksida dipermukaan kawat busur ortodontik akibat penyemprotan dapat terbaru, sehingga proses korosi tidak berlanjut meskipun dilakukan perendaman dan penyemprotan ulang. Sesuai penelitian yang telah dilakukan oleh Cabe (1985) dan Kusy (1997) bahwa lapisan titanium oksida di permukaan kawat nikel titanium yang terbentuk dipermukaan kawat karena kontak dengan udara bersifat pasif dan stabil dalam lingkungan rongga mulut, apabila lapisan oksida tergores atau hi-

lang maka akan terbentuk kembali lapisan tipis Titanium oksida<sup>9,26</sup>.

Demikian juga hasil penelitian yang telah dilakukan oleh William dan Eliades (2001) menyatakan bahwa sifat anti karat kawat *stainless steel* karena kandungan kromium yang relatif tinggi. Kromium dalam *stainless steel* membentuk lapisan yang berikatan membentuk lapisan oksida yang dapat mencegah proses korosi pada permukaan kawat *stainless steel*<sup>14</sup>. Hal ini sesuai dengan hasil penelitian Hera Kim Dkk., (1999) bahwa permukaan bahan logam tidak mudah mengalami korosi selama lapisan oksida di permukaan logam dalam keadaan utuh<sup>21</sup>.

Fenomena *hydrogen embrittlement* yang diduga terjadi dan mengakibatkan penurunan kekenyalan kawat yang mengakibatkan terjadinya perubahan besar daya lenting tidak terjadi karena proses terjadinya memerlukan temperatur yang tinggi sementara penelitian ini dilakukan dalam tempertaur 37°C atau sesuai temperatur tubuh normal, sehingga tidak terjadi inisaisi ion hidorgen untuk berikatan dengan ion logam kawat. Hal ini sesuai pendapat Herring (2010), yang menyatakan bahwa proses *hydrogen embritlemen* memerlukan temperatur yang tinggi<sup>22</sup>.

Tidak ada interaksi antara penggunaan *air polisher*, jenis kawat dan lama perndaman dalam saliva buatan ( $p>0.05$ ), sehingga hipotesis yang menyatakan bahwa terdapat interaksi antara penggunaan *air polisher*, jenis kawat dan lama perndaman dalam saliva buatan terhadap daya lenting kawat busur ortodontik ditolak. Hal ini menunjukkan bahwa perubahan permukaan akibat pengulangan peyemprotan dengan *air polisher* terhadap permukaan kawat busur dan lama perendaman dalam saliva buatan yang diduga memicu terjadinya proses *tribocorrosion* serta dapat mengakibatkan perubahan sifat fisik dan mekanik kawat tidak terjadi, sehingga tidak ada interaksi antara penggunaan *air polisher*, jenis kawat dan lama perendaman. Faktor kimia seperti saliva, fisik (suhu, peyemprotan) dan mekanik yang dilakukan dalam penelitian ini sebagai simulasi seperti kondisi dalam rongga mulut belum berpengaruh mengakibatkan terjadinya perubahan daya lenting kawat.

Hasil pengamatan menggunakan *scanning electron microscope* dengan perbesaran 1000x, terlihat adanya bercak pada permukaan kawat, baik *stainless steel* maupun nikel titanium. Gambaran bercak ini diduga merupakan debris

dalam proses produksi dan penyimpanan kawat. Setelah dilakukan peyemprotan, bercak pada permukaan kawat hilang dan terlihat lebih bersih serta lebih jelas kontur permukaannya.

## KESIMPULAN

Hasil penelitian tentang pengaruh penggunaan *air polisher* dengan bahan abrasif sodium bikarbonat, jenis kawat dan lama perndaman dalam saliva buatan terhadap daya lenting kawat busur ortodontik dapat disimpulkan bahwa daya lenting kawat busur tidak terpengaruh, baik jenis kawat *stainless steel* maupun nikel titanium.

## SARAN

1. Perlu dilakukan penelitian lebih lanjut dengan bahan abrasif yang lain, lama waktu perendaman dan ragam keasaman saliva serta kuantitas perlakuan yang lebih banyak.
2. Mempertimbangkan penggunaan *air polisher* dengan bahan abrasif sodium bikarbonat sebagai alat pembersih dalam perawatan ortodontik dengan alat cekat

## DAFTAR PUSTAKA

1. Gerbo LR, Barnes CM, dan Leinfelder KF, 1993, Applications of the air powder polisher in clinical orthodontics, *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 103;71-3
2. Caren M. B, RDH., Russel C.M., Gerbo L R, Welss B.R. dan Barnes. DW, Effect of an Air Powder Polishing System on Orthodontically Bracketed and Banded Teeth, *Am J Orthod Dentifac Orthop.*, 97: 74-81
3. Eduardo A P, dan Roberta T B ,2012, Effect of sodium bicarbonate air abrasive polishing on attrition and surface micromorphology of ceramic and stainless steel brackets, *Angle Orthod.*82;2;351-62
4. Chaturvedi T.P dan.Upadahayay S.N.,2010, An overview of orthodontic material degradation in oral cavity, *Indian J Dent Res*, 21(2) ;275-84
5. Walker M.P., Ries D., Kula K., Ellis M. dan Fricke B., 2007, Mechanical Properties and surface Characterization of Beta titanium and Stainless Steel Orthodontic Wire Folloowing Topical Fluoride Treatment, *Angle Orthod*, 77(2); 342-48
6. Barret R.D., Bishara S.E., dan Quin J.K., 1993, Biodegradation of orthodontic appliances, Part 1. Biodegradation of nickel and chromium in vitro, *Am. J Orthod Dentifac Orthop.*, 103(1);8-14
7. Wilmes , B., Vali, S. dan Drescher, D., 2009, In Vitro Study of Surface Changes in Fixed Ortho-

- odontic Appliances Following AirPolishing with Clinpro- Prophy and Air Flow. *J.Orofac Orthop* 2009;70;371-84
8. Jorge C.B., Filho., Andressa V., Consolmagno., Cristiano M., dan Marcel DB, 2012, Effect sodium bicarbonate air abrasive polishing on resistance to sliding during tooth alignment and leveling: An in vitro study, *Eur.J of General Dentistry*;1;(2);78-84
  9. Kaneko K., Yokohama K., Asaoka K. dan Sakai J., 2004, acidulated phosphat fluoride solution, in performance of orthodontic wires caused by hydrogen absorption during short term immersion in 2.0%, *Angle Orthod*, 74;487-495
  10. Kusy, R.P., 1997, A Review of Contemporary Archwires : Their Properties and Characteristic, *Angle Orthod*, 67 (3) ; 197-208
  11. Profit, W.R., Fields, Jr.W., dan Sarver M.D., 2007, *Contemporary Orthodontics*, 4<sup>ed</sup>, St. Louis, The C.V. Mosby Company, h 359-63
  12. Acharya, K.A.dan Jyade V.P., 2005, Metalurgical Properties of Stainless Steel Orthodontic Archwire A Comparative Study, *Trends Biomater, Artif Org*; 18(2);125-36
  13. Anusavice, K.J., 2004 Philips Science of dental 10<sup>th</sup>ed. St Louis WB. Saunders , p621-54
  14. Kapila S, dan Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;96:100–109.
  15. Williams, C. dan Isaacson, 1995. *Fixed Orthodontic Appliances Principles and Practice*. Butherworth Heinemann. London
  16. William A.B. dan T. Eliades., 2001, *Orthodontic Materials scientific and Clinical Aspects.*, Georg Thieme Verlag., Stutgard Germany. Hal 79-80
  17. BartzelaaTN., Senn C. dan Wichelhaus A., 2007., Load-Deflection Characteristics of Superelastic Nickel-Titanium Wires., *Angle Orthod* 77; 6, 2007
  18. Quintao CA, Calneto JP, Menezes LM, dan Elias CN, 2009, Force deflection properties of initial Orthodontic Archwires, *World J Orthod*. 10;29-32
  19. Daems J, Celis J.P. dan Wollems G, 2009, Morphological characterization of as received and in-vivo orthodontic stainless steel archwire, *Eur J Orthod*, 31;260-65
  20. Kavitha, V., 2009. Investigate The Degradation Of Orthodontic Wires During Short Term Immersion In Fluoride Prophylactic Agent – An Invitro Study diunduh dari <http://hdl.handle.net/123456789/3249>
  21. Kuhta M., Pavlin D., Slajc M., Varga S., dan Lapter-Varga M.R., (2009) Type of archwire and level of acidity : affects on the release of metal ions from orthodontic appliances. *Angle orthod*, 79(1);102-110
  22. Hera K., Jeffery W., dan Johnson., 1999 Corrosion of stainless steel, nickel-tanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontics wires, *Angle Orthod*;69;1; 39-44
  23. Herring D.H. 2010, Hydrogen Embrittlement. diunduh dari [www.heat-treat-doctor.com](http://www.heat-treat-doctor.com)
  24. Yokoyama K., Kaneko K., Moriyama K., Asoka K., Sakai JU. Dan Nagumo M. 2003, Hydrogen embrittlement of Ni-Ti superelastic alloy in fluoride solution. *J Biomed Mater Res*. 65A:182-7
  25. Cabe., J.F. 1985., *Andersen Applied Dental Materials.*, 6<sup>th</sup> ed. Blackwell Pub Ltd. Oxford. Hal 61