

# Perbandingan Komposisi Unsur Piranti Retensi Nikel Titanium dengan Nikel Titanium *Superelastic* dan Uji Sifat Kelelahan Logam

Andreas Wijaya<sup>1,a)</sup>, Fajar H Nasution<sup>2,b)</sup>, Rosalina Tjandrawinata<sup>3,c)</sup> Yohana Yusra<sup>2,d)</sup>

<sup>1</sup>Program Studi Magister Ilmu Kedokteran Gigi, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Trisakti  
Jl. Kyai Tapa No.1, Grogol Petamburan-Jakarta, Indonesia, 11440

<sup>2</sup>Departemen Ortodonti, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Trisakti  
Jl. Kyai Tapa No.1, Grogol Petamburan-Jakarta, Indonesia, 11440

<sup>3</sup> Departemen Bahan Kedokteran Gigi, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Trisakti  
Jl. Kyai Tapa No.1, Grogol Petamburan-Jakarta, Indonesia, 11440

<sup>a)</sup> andreaswijaya3030@gmail.com (*corresponding author*), <sup>b)</sup> fajar@yahoo.co.jp, <sup>c)</sup> rosalina@trisakti.ac.id,  
<sup>d)</sup> yohanayusra@trisakti.ac.id

## Abstrak

Kawat nikel titanium (NiTi) dapat menjadi salah satu pilihan bahan piranti retensi cekat selain baja tahan karat berulir jamak (*multistrand*), yang masih dinilai kaku dan sering ditemukan terputus akibat sifat kelelahan logam. Pada penelitian ini akan dibandingkan komposisi unsur kawat piranti retensi NiTi dengan kawat NiTi *superelastic* dan menganalisa sifat kelelahan logam piranti retensi NiTi. Dua kelompok sampel, piranti retensi NiTi dan NiTi *superelastic* diuji komposisi unsur permukaannya menggunakan mikroskop *SEM-EDX*. Pada piranti retensi NiTi juga diberikan penekanan berulang untuk pengujian sifat kelelahan logam. Hasil *SEM-EDX* pada piranti retensi NiTi ditemukan adanya unsur nikel, titanium, aluminium, oksigen, dan silikon, tetapi pada NiTi *superelastic* hanya ditemukan unsur nikel dan titanium. Pada piranti retensi NiTi, terlihat adanya gambaran garis halus (*striation*) dan defleksi paska menerima tekanan vertikal berulang. Dibandingkan dengan NiTi *superelastic*, pada piranti retensi NiTi ditemukan unsur aluminium dan silikon yang mungkin dapat mempengaruhi sifat bahan, seperti meningkatkan formabilitas dan resistensi terhadap oksidasi secara berurutan.

**Kata kunci:** kawat piranti retensi NiTi, kawat NiTi *superelastic*, komposisi unsur, kelelahan logam

## Abstract

*Nickel Titanium (NiTi) archwire could be an alternative fixed retainer material besides multistrand stainless steel, which still rigid and often found broken due to metal fatigue. This research will compare the differences of element composition between NiTi retainer wire and NiTi superelastic archwire, also to analyze the metal fatigue properties of NiTi retainer. Two groups of samples, NiTi retainer wire and NiTi superelastic archwire were tested for their surface element composition using SEM-EDX microscope. NiTi retainer wire was given repeated stresses to analyze the metal fatigue properties. The result of SEM-EDX analysis from NiTi retainer shows nickel, titanium, aluminum, oxygen, and silicone element, however there are only nickel and titanium element found in NiTi superelastic archwire. Moreover, there are striation and permanent deflection on NiTi retainer after receiving repeated vertical stresses. Compare to NiTi superelastic archwire, NiTi retainer, contained additional aluminum and silicone element which may affect its metallurgic property which is increased its formability and to resist oxidation effect consecutively.*

**Keywords:** NiTi retainer wire, NiTi superelastic archwire, element composition, metal fatigue

## I. PENDAHULUAN

Paska perawatan ortodonti, gigi-geligi masih berada dalam posisi yang belum stabil, sehingga masih terdapat kemungkinan kembali ke posisi semula (*relapse*) [1]. Probabilitas terjadinya *relapse* dapat diminimalisasi dengan adanya retensi, yang merupakan bagian dari tahap perawatan ortodonti untuk mempertahankan posisi gigi paska perawatan [2]. Terdapat dua jenis piranti yang digunakan pada tahap retensi, yaitu piranti retensi cekat dan lepasan [3]. Hasil survei terhadap 658 ortodontis Amerika, 40,2% diantaranya menyarankan penggunaan

piranti retensi cekat untuk regio anterior mandibula [4]. Beberapa ortodontis memilih penggunaan piranti retensi cekat karena kemungkinan tidak terpakainya piranti retensi lebih minimal, lebih estetik, dan efektif menjaga lebar interkaninus dibandingkan dengan piranti retensi lepasan [4, 5].

Bahan pembuat piranti retensi cekat terus berkembang dan bahan baja tahan karat berulir jamak (*multistrand*) penampang bundar dinyatakan merupakan bahan yang paling efektif [6]. Walaupun telah dinyatakan efektif, bahan baja tahan karat berulir jamak memiliki

kemungkinan timbulnya gaya torsi, yang mengakibatkan pergerakan gigi menuju posisi yang tidak diinginkan [7]. Gaya torsi dapat timbul karena masih dinilai rendahnya kemampuan dibentuk (formabilitas) kawat baja tahan karat berulir jamak, pembentukan yang kurang akurat ataupun karena adaptasi kawat terhadap permukaan lingual gigi mandibula yang kurang adekuat[8]. Pembentukan kawat baja tahan karat berulir jamak masih membutuhkan alat bantu seperti tang penekukkan (*bending plier*) dan sulit dimanipulasi menjadi pasif sempurna pada permukaan gigi [9].

Selain gaya torsi, kawat piranti retensi cekat baja tahan karat berulir jamak sering ditemukan terputus atau terlepas. Berdasarkan hasil survey di Belanda selama 3,5 tahun, dari 277 pasien yang dicekatkan piranti retensi cekat baja tahan karat berulir jamak 0,016 x 0,022 inci, sebanyak 87 pasien diantaranya ditemukan terlepas atau terputus dengan rerata keberhasilan penekatan (*survival rate*) sebesar 68,4% [10]. Terputusnya kawat piranti retensi cekat pada daerah interproksimal dapat disebabkan karena adanya akumulasi tekanan yang diterima secara terus-menerus pada titik yang sama [10, 11]. Diketahui bahwa setiap proses mastikasi atau oklusi berlangsung di dalam rongga mulut, terjadi pergerakan fisiologis gigi sebesar 0,02 mm [12], yang dapat terakumulasi dan memicu timbulnya sifat kelelahan logam, sehingga mengakibatkan terputus atau terlepasnya piranti retensi cekat [10][13].

Sebagai pertimbangan pemilihan bahan piranti retensi cekat, kawat nikel titanium *superelastic* (0,018 inci) telah digunakan sebagai piranti retensi cekat pada permukaan lingual anterior mandibula dan dinyatakan efektif menjaga jarak inter kaninus mandibula selama 6 bulan paska penekatan piranti retensi cekat [14]. Kawat nikel titanium yang didisain khusus sebagai bahan piranti retensi cekat telah dipasarkan dan belum banyak ditemukan laporannya. Walaupun keduanya tersusun dari bahan nikel titanium, tetapi unsur- unsur lain sering ditambahkan pada bahan logam campur untuk meningkatkan sifat mekanis bahan. Oleh karena itu, akan diteliti mengenai perbandingan komposisi unsur antara kawat nikel titanium *superelastic* dan piranti retensi nikel titanium [15, 16], serta sifat kelelahan logam pada kawat piranti retensi nikel titanium.

## II. LANDASAN TEORI

Kawat nikel titanium *superelastic* merupakan jenis kawat nikel titanium stabil austenit yang menunjukkan adanya sifat *shape memory* pada suhu kamar [17, 18]. Kawat nikel titanium *superelastic* sering digunakan dalam perawatan ortodonti pada tahap penyalarsan gigi berjejal, karena bersifat elastis dan memiliki sifat *shape memory* [17, 18]. Sifat elastis yang dimiliki oleh kawat nikel titanium *superelastic* membuat kawat mampu menghasilkan gaya konstan pada saat penyalarsan gigi berjejal [1, 19]. Selain itu, sifat *shape memory* membuat kawat nikel titanium *superelastic* dapat kembali ke posisi semula sesudah ditekuk atau terjadi deformasi, karena adanya perubahan struktur fasa kristal unsur logam [1] Sifat *shape memory* juga membuat kawat nikel titanium menghasilkan gaya ketika kembali menuju bentuk semula [20, 21].

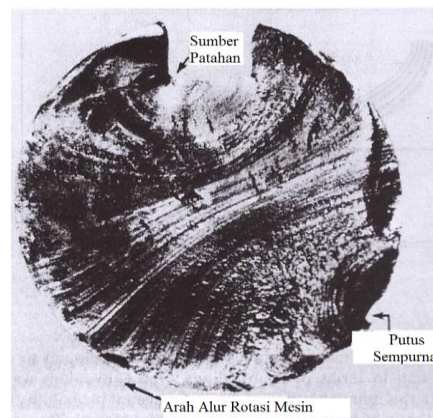
Piranti retensi adalah penahan pasif yang dapat membantu menahan pergerakan gigi paska perawatan ortodonti agar tetap berada pada posisinya yang sudah estetik dan fungsional [2, 22]. Dalam penggunaannya, terdapat jenis piranti retensi yang dicekatkan pada permukaan palatal ataupun lingual gigi-gigi anterior, sehingga disebut sebagai piranti retensi cekat [2]. Piranti retensi nikel titanium umumnya menggunakan kawat nikel titanium dengan diameter 0,014 hingga 0,018 inci [23].

Komposisi unsur kawat nikel titanium (*Ni-Ti alloy*) umumnya terdiri atas 55% unsur nikel dan 45% unsur titanium [15, 16]. Walaupun sebagian besar terdiri atas unsur nikel dan titanium, komposisi setiap kawat nikel titanium tidak selalu sama [15]. Beberapa unsur lain sering ditemukan pada kawat nikel titanium, seperti, aluminium dan silikon dalam komposisi yang lebih kecil [24, 25].

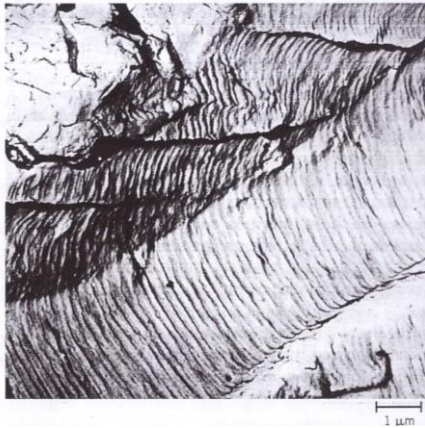
Paska menerima tekanan berulang, bahan logam dapat mengalami sifat kelelahan yang disebut sebagai sifat kelelahan logam [16, 21]. Terdapat dua tahap sifat kelelahan, yaitu tahap inisiasi yang merupakan tahap pertama dan terlihat sebagai guratan (*scratches*) ataupun cekungan (*dents*) pada permukaan logam, dan berikutnya adalah tahap propagasi yang terlihat dalam bentuk gambaran mikroskopik berupa gambaran *clamshell marks* atau *striation* menggunakan mikroskop elektron yang dapat dilihat pada Gambar 1 dan 2 [21].

## III. METODE PENELITIAN/EKSPERIMEN

Metode pengujian komposisi unsur mengacu pada metode pengujian komposisi unsur penelitian sebelumnya [18, 24]. Bahan yang digunakan pada pengujian komposisi unsur yaitu kawat piranti retensi nikel titanium dan kawat nikel titanium *superelastic* dengan dimensi dan pabrik pembuat yang sama 0,014 x 0,025 inci (*Smart Tech, Pte. Ltd., Beijing*).



**Gambar 1.** Sifat kelelahan logam dengan ciri *clamshell marks*. [21]



**Gambar 2.** Gambaran sifat kelelahan logam dengan ciri garis halus atau *striation* [21]

Kedua jenis kawat terbagi menjadi dua kelompok sampel dan setiap kelompok sampel akan diuji komposisi unsur permukaannya menggunakan mikroskop elektron (*SU3500, Hitachi, Jepang*) yang dilengkapi dengan mesin dispersi sinar X (*XMSN, Horriba, Jepang*). Sinar X dipaparkan pada 6 lokasi yang berbeda pada satu permukaan kawat dalam setiap kelompok sampel. Enam lokasi pemaparan sinar X tersebut dijadikan 6 sampel untuk pengujian komposisi unsur. Masing-masing unsur yang ditemukan pada sampel dihitung rerata dan standar deviasinya, kemudian dibandingkan dalam satuan *weight%* dengan kelompok sampel lainnya.

Pengujian sifat kelelahan logam mengacu pada penelitian sebelumnya mengenai pengujian sifat kelelahan logam pada piranti retensi baja tahan karat berulir jamak [10]. Pada penelitian ini, pengujian sifat kelelahan logam lebih dikonsentrasikan pada kawat piranti retensi, sehingga tidak dicekatkan pada permukaan gigi. Sebanyak dua kawat piranti retensi nikel titanium dipilih secara acak dari kemasannya dan dipotong menjadi 5 bagian dengan panjang 25 mm setiap bagiannya, serta dijadikan sampel pada pengujian ini. Sebelum pengujian sifat kelelahan logam, defleksi sampel diukur dengan mesin *profile projector (Mitutoyo-PJ300, Jepang)*. Setelah pengukuran defleksi, sampel diletakan pada penyangga yang memiliki jarak antar penjepit 5 mm. Setiap sampel akan menerima tekanan berulang dengan beban sebesar 3 N setiap siklusnya. Kecepatan siklus penekanan pada pengujian ini adalah 250 rpm dan waktu pengujian juga dicatat untuk menghitung jumlah siklus penekanan. Mesin yang digunakan untuk memutar beban menggunakan mesin endodontik bermotor (*Dentsply, X-Smart Plus, Amerika*). Pengujian berakhir apabila sampel terputus atau telah menerima satu juta siklus penekanan.

Pengujian sifat kelelahan logam, dapat mengakibatkan kawat terputus atau terdefleksi paska menerima tekanan berulang vertikal. Apabila kawat tidak terputus paska diberikan tekanan vertikal berulang, defleksi yang terbentuk diukur dengan mesin *profile projector*. Pada bagian yang terdefleksi, permukaan sampel yang menerima tekanan vertikal berulang diamati dengan mikroskop elektron / SEM (*SU3500, Hitachi, Jepang*)

untuk dibandingkan dengan gambaran mikroskopis sebelum menerima tekanan vertikal berulang.

#### IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

Rerata hasil enam kali pemaparan sinar X pada lokasi permukaan sampel yang berbeda dapat dilihat pada Tabel 1. Selain unsur nikel dan titanium, terdapat tiga unsur lain yang ditemukan pada piranti retensi nikel titanium, yaitu aluminium, oksigen dan silikon. Pada kawat nikel titanium *superelastic* hanya ditemukan unsur nikel dan titanium.

Komposisi nikel pada kawat nikel titanium *superelastic* ( $54,66 \pm 0,12\%$ ) terlihat lebih tinggi dibandingkan kawat piranti retensi nikel titanium ( $50,38 \pm 4,47\%$ ). Diketahui bahwa untuk mencapai sifat *shape memory*, dibutuhkan komposisi nikel pada kawat nikel titanium bekisar antara 54-55*weight%*. [26] Oleh karena itu, dapat diasumsikan bahwa, sifat *shape memory* tidak terdapat pada piranti retensi nikel titanium.

**Tabel 1.** Rerata hasil pemaparan sinar X pada dua kelompok sampel (*weight %*)

| Unsur     | Piranti retensi nikel titanium | Nikel titanium <i>superelastic</i> |
|-----------|--------------------------------|------------------------------------|
|           | Rerata $\pm$ Sd                | Rerata $\pm$ Sd                    |
| Nikel     | $50,38 \pm 4,47$               | $54,66 \pm 0,12$                   |
| Titanium  | $45,26 \pm 2,25$               | $45,35 \pm 0,12$                   |
| Aluminium | $0,35 \pm 0,53$                | 0                                  |
| Oksigen   | $3,96 \pm 3,69$                | 0                                  |
| Silikon   | $0,06 \pm 0,15$                | 0                                  |

Sd= standar deviasi

Penambahan unsur nikel 1% dapat meningkatkan batas deformasi plastis atau yang biasa disebut dengan kuat luluh (*yield strength*) [27]. Kuat luluh merupakan besarnya gaya yang dibutuhkan oleh suatu bahan agar dapat dibentuk secara menetap atau permanen. [15] Oleh karena itu, dapat diasumsikan juga bahwa, kadar nikel yang rendah pada piranti retensi nikel titanium membuat kawat dapat lebih mudah dibentuk secara menetap atau plastis.

Unsur nikel juga diketahui dapat memberikan sifat anti korosi sehingga sering digunakan sebagai pelapis logam agar tidak mudah terjadi korosi [21]. Selain itu, nikel juga dapat memberikan sifat ketahanan bentuk ketika menerima tekanan konstan berulang dalam peningkatan suhu sekitar atau yang disebut sebagai *creep resistance* dan sifat mudah dibentuk [20]. Dapat disimpulkan bahwa unsur nikel dapat memberikan sifat anti korosi dan ketahanan bentuk pada suatu logam campuran.

Dibandingkan dengan kelompok kawat nikel titanium *superelastic*, rerata komposisi unsur titanium pada kawat piranti retensi nikel titanium ( $45,26 \pm 2,25\%$ ) terlihat lebih kecil dibandingkan kawat nikel titanium *superelastic* ( $45,35 \pm 0,12\%$ ). Selisih diantara dua kelompok adalah sebesar  $0,09 \pm 2,13\%$ . Adanya selisih sebesar 0,09% unsur titanium dapat berperan sebagai penghalus mikrostruktur permukaan logam/*grainrefinement*, yang umumnya digunakan dengan komposisi yang berkisar antara 0,02% hingga 0,15% sebagai penghalus mikrostruktur logam campuran [28]. Titanium merupakan unsur yang aman digunakan, karena

minimal dalam menimbulkan reaksi jaringan tubuh sekitar dan dapat membentuk lapisan anti korosi yang baik pada suatu logam campur [16]. Jika dilihat bentuk logam murninya, titanium merupakan jenis logam yang relatif ringan ( $density = 4,54 \text{ gram/cm}^3$ ), tetapi kuat ( $tensile strength = 662 \text{ MPa}$ ) [20]. Oleh karena itu, dapat disimpulkan bahwa unsur titanium dapat memberikan sifat ringan dan elastis, anti korosi, serta biokompatibel terhadap jaringan sekitar.

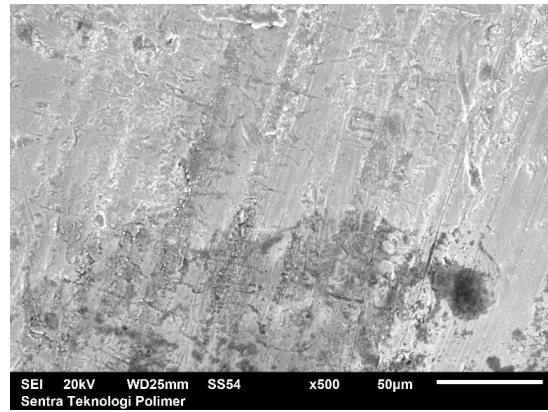
Unsur aluminium dalam bentuk logam murninya memiliki sifat mudah dibentuk, permukaan mikrostruktur yang kasar, relatif ringan ( $density = 2,7 \text{ gram/cm}^3$ ), tetapi tidak kuat dibandingkan titanium ( $tensile strength = 124 \text{ MPa}$ ) [20, 21]. Dapat disimpulkan, unsur aluminium dapat memberikan sifat mudah dibentuk, permukaan mikrostruktur yang kasar dan ringan pada piranti retensi nikel titanium. Di dalam logam campur, unsur silikon memiliki reaktivitas yang tinggi terhadap oksigen, sehingga dapat mudah berikatan dengan oksigen dan mencegah oksidasi unsur logam lain saat proses pemanasan logam, serta memperkuat struktur logam campur [29]. Unsur oksigen juga ditemukan pada penelitian ini. Unsur oksigen merupakan residu dari proses pemanasan logam, yang dapat mengakibatkan logam campur menjadi lebih getas dalam jumlah yang besar [30].

Pada pengujian sifat kelelahan logam, kawat piranti retensi nikel titanium tidak terputus paska menerima tekanan berulang, tetapi terbentuk defleksi dengan rerata sebesar  $0,25 \pm 0,01 \text{ mm}$  (Tabel 2). Hasil pengamatan sampel dengan SEM antara sebelum dan sesudah pengujian sifat kelelahan logam dapat dilihat pada Gambar 3 dan 4. Gambaran SEM sebelum pengujian terlihat lebih halus dan tidak terdapat goresan, sedangkan pada daerah yang telah diberikan tekanan berulang terlihat lebih kasar dengan adanya garis-garis halus. Adanya perbedaan gambaran mikroskopik pada sampel, mungkin menunjukkan bahwa kawat piranti retensi nikel titanium mengalami sifat kelelahan logam.

Pemberian tekanan berulang tidak mengakibatkan piranti retensi nikel titanium terputus, tetapi terbentuk defleksi pada sampel. Tidak terputusnya kawat piranti retensi nikel titanium dapat disebabkan karena kawat dengan bahan nikel titanium diketahui memiliki regangan elastis (fleksibilitas) hingga 4 mm [18], sehingga pemberian tekanan berulang dengan tekanan 1 mm setiap siklusnya pada penelitian ini, masih belum dapat mengakibatkan sampel terputus. Hasil tersebut juga serupa dengan penelitian sebelumnya yang menganalisis

**Tabel 2.** Hasil pengukuran defleksi kawat piranti retensi nikel titanium

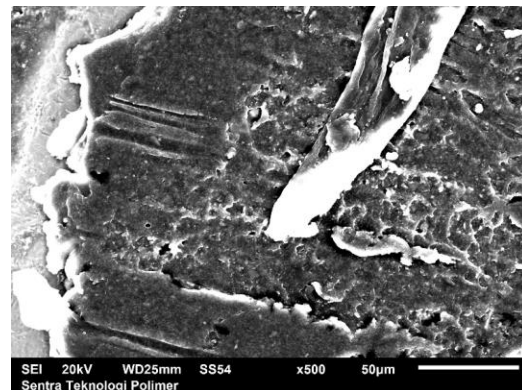
| Sampel | Sebelum Pengujian (mm) | Sesudah Pengujian (mm) |
|--------|------------------------|------------------------|
| 1      | $0 \pm 0,01$           | $0,25 \pm 0,01$        |
| 2      | $0 \pm 0,01$           | $0,28 \pm 0,01$        |
| 3      | $0 \pm 0,01$           | $0,28 \pm 0,01$        |
| 4      | $0 \pm 0,01$           | $0,22 \pm 0,01$        |
| 5      | $0 \pm 0,01$           | $0,20 \pm 0,01$        |
| Rerata | $0 \pm 0,01$           | $0,25 \pm 0,01$        |



**Gambar 3.** Permukaan kawat sebelum dilakukan pengujian sifat kelelahan logam yang terlihat halus dengan alur homogen (500X)

sifat kelelahan logam pada piranti retensi serat kaca dan baja tahan karat berulir jamak [10]. Rerata defleksi yang terbentuk pada piranti retensi nikel titanium adalah  $0,25 \pm 0,01 \text{ mm}$  (Tabel 2). Diketahui bahwa perubahan bentuk pada kawat piranti retensi cekat yang lebih dari 0,2 mm dapat memicu gaya sebesar 1 N sumbu vertikal dan 1,5 N sumbu horisontal yang dapat menggerakkan insisivus lateral 0,02 mm arah vertikal dan 0,06 mm ke arah horisontal [8]. Berdasarkan hasil pengukuran defleksi, dapat diasumsikan bahwa kawat piranti retensi nikel titanium memiliki kemungkinan untuk menghasilkan gaya pada gigi akibat adanya defleksi yang lebih dari 0,2 mm paska menerima satu juta siklus penekanan.

Hasil pengamatan mikroskopik pada bagian yang menerima tekanan berulang, ditemukan adanya permukaan yang lebih kasar dan goresan-goresan jika dibandingkan dengan sebelum menerima tekanan (Gambar 3 dan 4). Gambaran garis yang ditemukan menyerupai gambaran mikroskopik *striation* pada tahap propagasi sifat kelelahan logam. [21] Oleh karena itu, dapat disimpulkan bahwa kawat piranti retensi nikel titanium sudah menunjukkan adanya gambaran mikroskopik sifat kelelahan logam dengan kemungkinan patah yang masih belum dapat terprediksi dengan akurat pada penelitian ini.



**Gambar 4.** Permukaan kawat sesudah dilakukan pengujian sifat kelelahan logam yang terlihat lebih kasar disertai garis-garis dengan alur yang tidak beraturan (500X)

## V. KESIMPULAN

Dibandingkan NiTi *superelastic*, pada piranti retensi NiTi ditemukan unsur aluminium dan silikon yang mungkin dapat mempengaruhi sifat bahan, seperti meningkatkan fleksibilitas dan resistensi terhadap oksidasi secara berurutan. Walaupun sifat kelelahan logam terlihat secara mikroskopik paska pengujian sifat kelelahan logam, kawat piranti retensi nikel titanium belum terputus paska pemberian tekanan vertikal berulang, sehingga mampu dijadikan alternatif dalam pemilihan bahan piranti retensi cekat.

## REFERENSI

- [1] Proffit, W.R., Fields, H.W., Sarver, D.M. dan Ackerman, J.L., *Contemporary Orthodontics*. Ed ke-5. Missouri: Elsevier Mosby. 2013.
- [2] Cobourne, M.T. dan DiBiase, A.T., *Handbook of Orthodontics*. Ed ke-1. Philadelphia: Mosby Elsevier. 2011.
- [3] Bhalaji, *Orthodontics-the Art and Sciences*. Ed ke-1, Missouri: Mosby. 2006.
- [4] Valiathan, M. dan dan Hughes, E., Results of a survey-based study to identify common retention practices in the United States. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 137, 2010. pp. 170-177.
- [5] Renkema, A.M., Sips, E.T.H., Bronkhorst, E. dan Kuijpers-Jagtman, A.M., A survey on orthodontic retention procedures in the Netherlands. *European Journal of Orthodontics*, vol. 31, 2009. pp. 432-7.
- [6] Renkema, A.M., Renkema, A., Bronkhorst, E. dan Katsaros, C., Long-term effectiveness of canine-to-canine bonded flexible spiral wire lingual retainers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 139, 2011. pp. 614-21.
- [7] Katsaros, C., Livas, C. dan Renkema, A.M., Unexpected complications of bonded mandibular lingual retainers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 132, 2007. pp. 838-41.
- [8] Sifakakis, I., et al., In-vitro assessment of the forces generated by lingual fixed retainers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 139, 2011. pp. 44-8.
- [9] Dahl, E. dan Zachrisson, B.U., Long-Term Experience with Direct-Bonded Lingual Retainers. *Journal of Clinical Orthodontics*, vol. 25, 1991. pp. 619-30.
- [10] Foek, D.L.S., Yetniker, E. dan Ozcan, M., Fatigue resistance, debonding force, and failure type of fiber-reinforced composite, polyethylene ribbon-reinforced, and braided stainless steel wire lingual retainers *in vitro*. *The Korean Journal of Orthodontics*, vol. 43, 2013. pp. 186-92.
- [11] Lee, K.D. dan Mills, C.M., Bond failure rates for V-loop vs straight wire lingual retainers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 135, 2009. pp. 502-6.
- [12] De Boever, J. dan De Boever, A., *Occlusion and Periodontal Health*, In: Ed *Functional Occlusion in Restorative Dentistry and Prosthodontics*, Klineberg and dan Eckert (Editor). Elsevier: Missouri. 2016. pp. 189-91.
- [13] Aksakalli, S., Corekci, B., Irgin, C., Ozturk, B. dan Malkoc, S., Bond strength of aged lingual retainers. *Journal of Orthodontic Research*, vol. 4, 2016. pp. 13-7.
- [14] Liou, E.J.W., Chen, L.I.J. dan Huang, C.S., Nickel-titanium mandibular bonded lingual 3-3 retainer: For permanent retention and solving relapse of mandibular anterior crowding. *American Journal of Orthodontic and Dentofacial Orthopedics*, vol. 119, 2001. pp. 443-9.
- [15] Anusavice, K.J., Shen, C. dan Rawls, H.R., *Philips' Science of Dental Materials*. Ed ke-12. Missouri: Elsevier Saunders. 2013.
- [16] Powers, J.M. dan Sakaguchi, R.L., *Craig's Restorative Dental Materials*. Ed ke-12. Missouri: Mosby Elsevier. 2006.
- [17] Eliades, T., *Dental Materials in Orthodontic*, In: Ed *Orthodontics: Current Principles and Techniques*, Graber, Vanarsdall, and dan Vig (Editor). Mosby Inc.: Philadelphia. 2012. pp. 1030-1.
- [18] Gatto, E., et al., Load deflection characteristics of superelastic and thermal nickel titanium wires *European Journal of Orthodontics*, vol. 35, 2011. pp. 115-23.
- [19] Brauchli, L.M., Keller, H., Senn, C. dan Wichelhaus, A., Influence of bending made on the mechanical properties of nickel-titanium archwires and correlation to differential scanning calorimetry measurements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 139, 2011. pp. e449-54.
- [20] Smith, W.F. dan Hashemi, J., *Foundations of Materials Science and Engineering*. Ed ke-5. NewYork: McGraw Hill. 2010.
- [21] Callister, W.D. dan Rethwisch, D.G., *Materials Science and Engineering*. Ed ke-8. Hoboken: John Wiley & Sons, Pte. Ltd. 2011.
- [22] Sivaraj, A., *Essentials of Orthodontics*. Ed ke-1. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd. 2013.
- [23] Musilli, M., Acanfora, M., Gherlone, E. dan Lucchese, A., Anterior torque correction with bracketless fixed orthodontics. *Journal of Clinical Orthodontics*, vol. 46, 2012. pp. 558-62.
- [24] Gravina, M.A., et al., Mechanical properties of NiTi and CuNiTi wires used in orthodontic treatment part 2: Microscopic surface appraisal and metallurgical characteristics. *Dental Press Journal of Orthodontics*, vol. 19, 2014. pp. 69-76.
- [25] O' Brien, W.J., *Dental Materials and Their Selection*. Ed ke-3. Carol Stream: Quintessence Publishing Co, Inc. 2002.
- [26] Pelton, A. dan Duerig, T., *TiNi Shape Memory Alloys*. 1994. Website: <https://nitinol.com/media/reference-library/045.pdf>, diakses tanggal 20 Februari 2017.
- [27] Hodgson, D.E. dan Biermann, R.J., *Shape Memory Alloy*, In: Ed *ASM Handbook volume 2 : Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-*

*Purpose Materials*, ASM Committee Editor ASM International: Materials Park. 1990. pp. 899.

- [28] Kurniawan, F.H. Pengaruh Penambahan 0,067, 0,081, dan 0,115 wt.% Ti Terhadap Karakteristik Paduan AC4B Hasil *Low Pressure Die Casting* (LPDC), *S1. Skripsi*. Universitas Indonesia, Depok, 2008.
- [29] Naylor, W., *Introduction to Metal Ceramic Technology*. Ed ke-2. Hanover Park: Quintessence Publishing Co, Inc. 2009.
- [30] Ivasishin, O., Savvakina, D., Gumenyak, M. dan Bondarchuk, O., *Role of Surface in Titanium PM*. 2012. Website: <http://www.scientific.net/KEM.520.121>, diakses tanggal 30 November 2016.