

PERBANDINGAN GAYA FRIKSI KAWAT *STAINLESS STEEL* SEBELUM DAN SETELAH PERENDAMAN DALAM SALIVA BUATAN PADA PERIODE WAKTU YANG BERBEDA (Studi Laboratoris *In Vitro*)

Siswanto*, Prihandini IWS**, dan Sri Suparwitri**

* Program Studi Ortodonsia, Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta

** Bagian Ortodonsia, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta

ABSTRAK

Proses mekanika peluncuran (*sliding mechanic*) pada perawatan ortodontik akan menimbulkan friksi antara braket dan kawat busur (*arch wire*). Besarnya gaya friksi dipengaruhi oleh kekasaran permukaan kawat busur yang ditimbulkan oleh proses korosi karena terendam dalam saliva. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui besar gaya friksi kawat *stainless steel* (SS) setelah perendaman dalam saliva buatan pada periode waktu yang berbeda.

Obyek penelitian adalah 50 potong kawat SS 0,016 inci, dibagi menjadi 5 kelompok, setiap kelompok terdiri dari 10 potong kawat. Kelompok 1 (H1) kawat tidak direndam dalam saliva buatan, kelompok 2 (H2) direndam dalam saliva buatan selama 1 minggu, kelompok 3 (H3) direndam dalam saliva buatan selama 2 minggu, kelompok 4 (H4) direndam dalam saliva buatan selama 3 minggu, dan kelompok 5 (H5) direndam dalam saliva buatan selama 4 minggu. Gaya friksi diukur dengan alat Universal Testing Machine. Data dianalisis dengan menggunakan Anova 1 jalur.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa tidak ada perbedaan yang bermakna gaya friksi kawat SS 0,016 antara H1, H2, H3, H4 dan H5 ($p > 0,05$). Kesimpulannya adalah bahwa besarnya gaya friksi antara kawat SS 0,016 yang tidak direndam dalam saliva dan yang direndam dalam saliva buatan sampai minggu ke 4 menunjukkan tidak berbeda.

Kata kunci : Gaya friksi, kawat *stainless steel*, saliva buatan

PENDAHULUAN

Perawatan ortodontik optimal membutuhkan input gaya mekanik yang dapat menggerakkan gigi secara maksimal dengan kerusakan minimal pada akar gigi, membran periodontal dan tulang alveolar serta mempunyai rentang aktivasi yang panjang^{1,2}. Salah satu metode yang paling umum untuk menggerakkan gigi secara ortodontik adalah dengan menggunakan mekanika peluncuran (*sliding mechanic*), yaitu dengan menggerakkan gigi sepanjang kawat busur (*archwire*) secara kontinyu dengan menggunakan braket ortodontik. Kelemahan dari penggunaan mekanika peluncuran adalah timbulnya friksi antara braket dan kawat busur, yang menghambat gerakan gigi kearah yang diinginkan³.

Friksi adalah resistensi terhadap gerakan ketika sebuah objek bergerak

bersinggungan dengan objek lain. Gaya friksi dapat mempengaruhi kecepatan gerakan gigi, berpengaruh terhadap rasio momen dengan gaya pada gigi-gigi, serta mempengaruhi pusat rotasi gigi sehingga memperbesar resiko hilangnya penjangkaran^{4,5}.

Kekuatan ortodontik harus dapat mengatasi gaya friksi antara kawat busur dan braket serta tahanan yang berasal dari jaringan periodontal untuk mendapatkan gerakan gigi yang diinginkan. Semakin kecil gaya friksi maka gaya yang diperlukan untuk menggerakkan gigi juga akan semakin kecil sehingga dapat mempersingkat waktu perawatan dan mempertahankan penjangkaran.⁶ Besar gaya yang hilang untuk mengatasi gaya friksi berkisar antara 12 – 60%, menyebabkan penambahan tarikan pada penjangkaran juga mengakibatkan berkurangnya kecepatan pergerakan gigi.^{7,8}

Kawat busur yang biasa digunakan pada mekanika peluncuran adalah kawat busur *stainless steel* yaitu pada tahap pengaturan posisi awal lengkung gigi, retraksi kaninus dan penutupan sisa ruang.⁹ Kawat busur *stainless steel* tersedia dalam bentuk penampang bulat dengan diameter bervariasi antara 0,012 sampai dengan 0,020 inci dan bentuk penampang segi empat dengan ukuran 0,016x0,016 sampai dengan 0,019x0,025 inci.¹

Stainless steel tahan gores karena kandungan kromiumnya sangat tinggi. Formula yang biasa digunakan untuk tujuan ortodonsi mengandung 18% kromium dan 8% nikel sehingga dikenal dengan istilah *18-8 stainless steel*. Kromium pada *stainless steel* membentuk lapisan oksida yang dapat mencegah korosi.¹¹ Unsur logam pada kawat ortodontik mengakibatkan resiko terjadinya korosi. Korosi adalah reaksi kimia antara sebuah logam dengan lingkungannya membentuk suatu oksida logam.¹² Korosi logam di dalam rongga mulut termasuk korosi basah atau korosi elektrokimia dengan media perantara kelembaban atau media pelarut. Setiap proses korosi akan selalu diikuti dengan pelepasan ion dari unsur logam.^{13,14}

Chung dkk melakukan penelitian untuk mengetahui korosi pada *alloy* itu sendiri yaitu pada nikel titanium (NiTi) dan *stainless steel* (SS) yang direndam dalam saliva buatan selama 1, 3, 7, 14, 21, 28 dan 84 hari. Hasil penelitian memperlihatkan adanya pelepasan sejumlah ion nikel pada hari ke-7 sebesar $8,4 \pm 1,27$ ppb untuk kawat NiTi dan $7,5 \pm 1,47$ ppb untuk SS, sedangkan ion kromium dan besi terlepas pada hari ke-14.¹⁵

Saliva mempunyai sifat korosif, ionik, termal, mikrobiologi dan ensimatik, sehingga rongga mulut merupakan tempat yang ideal untuk terjadinya proses korosi kawat ortodontik.^{16,17} Cl⁻ yang berasal dari unsur garam (NaCl) dalam saliva merupakan cairan elektrolit lemah yang dapat merusak lapisan kromium oksida pada kawat yang digunakan sebagai pelindung terhadap korosi.¹⁸

Kerusakan pada lapisan atau selaput pelindung *alloy* logam menyebabkan timbulnya kekasaran permukaan (*surface roughness*) pada kawat *alloy* logam ortodontik. Proses tersebut merupakan awal penyebab patahnya suatu material logam.¹⁹ Umumnya gaya friksi cenderung paling besar pada permukaan yang

sangat halus atau sangat kasar. Permukaan yang sangat halus memiliki daerah perlekatan atau adesi relatif luas dan cenderung bertambah luas selama meluncur. Permukaan sangat kasar menimbulkan gaya friksi yang besar karena adanya kontak dan *interlocking* antara cekungan dan tonjolan. Diantara empat jenis logam *alloy* yang banyak digunakan dalam perawatan ortodontik, *stainless steel* memiliki permukaan paling halus, berikutnya kobalt-kromium, beta-titanium, dan NiTi.²⁰

BAHAN DAN CARA PENELITIAN

Objek penelitian adalah kawat ortodontik *stainless steel* bulat dengan diameter 0,016 inci.

1. Tahap persiapan :

a. Sampel adalah kawat *stainless steel* bulat ukuran 0.016 inci sepanjang 10 cm. kawat dibagi secara acak menjadi 5 kelompok, yaitu Kelompok 1,2,3,4 dan 5

1) Kelompok 1 (H1) : tidak diberi perlakuan perendaman dalam saliva buatan

2) Kelompok 2 (H2) : kelompok perlakuan direndam dalam saliva buatan selama 7 hari

3) Kelompok 3 (H3) : kelompok perlakuan direndam dalam saliva buatan selama 14 hari

4) Kelompok 4 (H4) : kelompok perlakuan direndam dalam saliva buatan selama 21 hari

5) Kelompok 5 (H5) : kelompok perlakuan direndam dalam saliva buatan selama 28 hari

b. Kawat yang telah dipotong-potong dibersihkan dari kotoran dan debu dengan kapas dan alkohol kemudian dikeringkan Untuk kelompok perlakuan :

1) Setiap kawat dimasukkan ke dalam tabung reaksi dan dilakukan perendaman ke dalam larutan saliva buatan sampai seluruh bagian kawat terendam.

2) Tabung reaksi dimasukkan ke dalam inkubator dengan suhu 37°C

3) pH meter digunakan untuk pengecekan keasaman saliva 6,27 (nilai tengah antara pH 4,95-7,26)

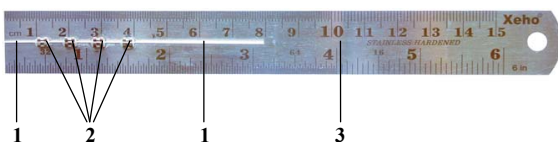
4) Kelompok 2 : pada hari ke- 7 semua sampel dibersihkan dengan kapas dan

alkohol, dikeringkan dan selanjutnya diukur dengan alat *Universal Testing Machine*

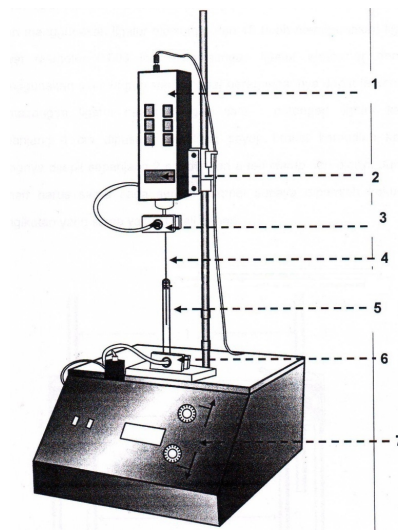
- 5) Kelompok 3 : pada hari ke-14 semua sampel dibersihkan dengan kapas dan alkohol, dikeringkan dan selanjutnya diukur dengan alat *Universal Testing Machine*
- 6) Kelompok 4 : pada hari ke-21 semua sampel dibersihkan dengan kapas dan alkohol, dikeringkan dan selanjutnya diukur dengan alat *Universal Testing Machine*
- 7) Kelompok 5 : pada hari ke-28 semua sampel dibersihkan dengan kapas dan alkohol, dikeringkan dan selanjutnya diukur dengan alat *Universal Testing Machine*

2. Tahap pelaksanaan

- 1) Kawat *stainless steel* bulat 0.016 inci dipasang pada braket yang telah direkatkan pada penggaris logam
- 2) Ujung bawah kawat difiksasi pada penjepit bawah dan cantolan kawat bagian atas alat *Universal Testing Machine* dikaitkan pada lubang yang ada diujung penggaris logam, semua bagian membentuk garis lurus.
- 3) *Universal Testing Machine* dijalankan dengan kecepatan 50 mm/menit, sepanjang 4 cm. Waktu yang diperlukan untuk braket meluncur sepanjang kawat bulat diukur dengan menggunakan stopwatch.
- 4) Pada monitor alat *Universal Testing Machine* terukur besarnya gaya tarik dalam satuan Newton, besarnya gaya gesek/friksi didapat dari selisih kecepatan gerak alat yang telah ditentukan dan pada waktu pengukuran dikalibrasikan dengan rumus gaya dari Newton.



Gambar 1. Kawat dipasang pada braket yang telah direkatkan pada penggaris logam. 1. kawat *stainless steel*, 2. braket, 3. penggaris logam



Gambar 2. Alat pengujian gaya friksi (*Universal Testing Machine*) 1. Bagian alat pengujian yang bergerak (ke atas); 2. Hasil pengukuran (dalam N); 3. Penjepit atas; 4. Kawat ortodontik (*stainless steel* bulat 0.016); 5. Penggaris logam; 6. Penjepit bawah; 7. Bagian alat pengujian yang tidak bergerak

HASIL PENELITIAN

Telah dilakukan penelitian untuk membandingkan gaya friksi kawat *stainless steel* sebelum dan setelah perendaman dalam saliva buatan pada periode waktu yang berbeda. Objek penelitian adalah kawat ortodontik *stainless steel* bulat dengan diameter 0.016 inci dengan panjang masing-masing 10 cm. Jumlah sampel setiap kelompok 10 kawat. Penelitian ini menggunakan tingkat kepercayaan 95% ($p = 0,05$).

Penelitian dilakukan di Laboratorium Teknik Dasar Fakultas Teknik Mesin Universitas Gadjah Mada dengan menggunakan *Universal Testing Machine* merk Pearson Panke Equipment yang telah dimodifikasi untuk menyesuaikan tujuan penelitian. Hasil pengukuran rerata dan simpangan baku gaya friksi masing-masing kelompok dapat dilihat pada tabel di bawah ini.

Tabel 1. Rerata dan simpangan baku gaya friksi pada kawat *stainless steel* bulat 0.016 inci

Kelompok	Rerata (N)	Simpangan baku
1 (tanpa perlakuan)	2,31	0,11
2	2,29	0,07
3	2,38	0,09
4	2,36	0,08
5	2,38	0,06

Keterangan :

(N) = dalam Newton

Tabel 1 menunjukkan rerata dan simpangan baku besar gaya friksi pada masing-masing kelompok. Gaya friksi terkecil pada kelompok 1 (tanpa perlakuan) yaitu $2,31 \pm 0,11$ dan terbesar pada kelompok 3 dan 5 yaitu sebesar $2,38 \pm 0,09$ dan $2,38 \pm 0,06$.

Selanjutnya dianalisis dengan *Analysis of Variance* (Anova) untuk mengetahui apakah ada perbedaan gaya friksi pada kelima kelompok yang diteliti. Penelitian ini menggunakan uji Anova satu jalur (*one-way Analysis of Variance*). Satu arah karena pada penelitian ini hanya ingin membandingkan besar gaya friksi antar kelompok. Hasil uji F dengan Anova satu jalur dirangkum dalam tabel berikut ini.

Tabel 2. Uji Anova satu jalur

	Sum of squares	df	Mean square	F	Kemaknaan (p)
Between groups	0.069	4	0.17	2,331	0,070*
Within groups	0.0334	45	0.007		
Total	0.0403	49			

Keterangan :

∅ = tidak berbeda

Hasil pada tabel Anova satu jalur gaya friksi kawat *stainless steel* bulat 0.016 inci sebelum dan setelah perendaman saliva buatan menunjukkan tidak berbeda ($p > 0,05$).

PEMBAHASAN

Gaya friksi adalah sebuah gaya yang berlawanan arah dan sejajar ketika suatu permukaan bergerak satu terhadap yang lain. Gaya friksi yang terjadi antara busur kawat dan slot braket dipengaruhi oleh bahan braket dan busur kawat serta ukurannya, kekasaran permukaan, kondisi kering atau basah, dan jenis ligasinya. Kawat busur yang biasa digunakan pada mekanika peluncuran adalah kawat busur *stainless steel*.⁹ Pemilihan bahan *stainless steel*

karena kandungan kromiumnya sangat tinggi sehingga bahan ini tahan gores. Kromium pada *stainless steel* membentuk lapisan oksida yang dapat mencegah korosi.¹¹

Proses korosi pada kawat *stainless steel* setelah direndam saliva buatan dalam waktu satu minggu sampai dengan empat minggu secara teoritis pasti terjadi. Menurut Barret dkk., 1993 Edgar dan O'Mullane, 1996 saliva mempunyai sifat korosif, ionik, termal, mikrobiologi dan enzimatik, sehingga rongga mulut merupakan tempat yang ideal untuk terjadinya proses korosi kawat ortodontik. Ion Cl⁻ yang berasal dari unsur garam (NaCl) dalam saliva merupakan cairan elektrolit lemah yang dapat merusak lapisan kromium oksida pada kawat yang digunakan sebagai pelindung terhadap korosi.¹⁸ Perendaman kawat dalam saliva buatan menurut penelitian yang telah dilakukan sebelumnya menunjukkan bahwa pelepasan ion nikel terjadi pada hari ke-7.^{15,16}

Kerusakan pada lapisan atau selaput pelindung *alloy* logam menyebabkan timbulnya kekasaran permukaan (*surface roughness*) pada kawat *alloy* logam ortodontik.¹⁹ Kekasaran permukaan menimbulkan friksi, terutama pada kondisi kering. Efek kekasaran permukaan terhadap friksi tidak hanya karena tingkat kekasarannya saja tetapi juga tergantung pada geometris kekasarannya, arah kekasaran permukaan dan juga sifat kekerasan antara dua bahan yang berkontak.

Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui besar gaya friksi kawat *stainless steel* setelah perendaman dalam saliva buatan pada periode waktu yang berbeda, yaitu minggu ke-1, 2, 3 dan 4. Hasil penelitian menunjukkan bahwa besar gaya friksi antara kawat *stainless steel* yang tidak direndam dalam saliva buatan dengan kawat yang direndam saliva buatan dalam beberapa minggu menunjukkan tidak berbeda ($p > 0,05$). Gaya friksi yang terukur pada saat kawat *stainless steel* digerakkan sepanjang slot braket yang sejajar pada penelitian adalah sebesar 2,31 N sebelum direndam 2,29 N, 2,38 N, 2,36 N, 2,38 N untuk perendaman pada minggu 1 sampai dengan minggu ke 4, seperti terlihat pada Tabel 1.

Keberadaan oksigen dan faktor kelembaban yang terjadi selama penyimpanan bahan juga berpengaruh terhadap reaksi korosi.²¹ Mekanisme umum terjadinya korosi

atau terlepasnya elemen dari suatu aloi logam adalah hilangnya lapisan pasif yang terdiri dari oksida kromium dan hidroksi kromium yang terdapat dipermukaan *stainless steel* ketika kontak dengan oksigen.²² Hilangnya lapisan pasif oksida menyebabkan perubahan morfologi permukaan kawat yang memiliki pola kristalisasi jika dilihat dengan SEM (*Scanning Electron Microscope*). Perubahan morfologi permukaan kawat tersebut akan mempermudah korosi terjadi secara berkelanjutan ditambah dengan saliva yang terus berganti. Huang dkk (2001) menyatakan pelepasan ion yang terjadi pada proses korosi akan memperlihatkan jumlah yang lebih banyak pada tingkat keasaman saliva yang lebih rendah.²³ Menurut Feriter dkk, 1990 pH normal saliva dan plak manusia sekitar 4,95 – 7,26. Hasil penelitian menunjukkan bahwa perendaman kawat stainless steel sampai minggu ke-4 (28 hari) dan pada pH yang normal (6,27) belum menunjukkan perbedaan gaya friksi yang signifikan.

Korosi mulai terlihat pada hari ke-3 dan menunjukkan kenaikan sejalan dengan waktu.²² Menurut peneliti diperlukan waktu perendaman dalam saliva buatan yang lebih lama dan variasi pH yang beragam untuk dapat melihat hasil yang lebih bermakna. Hal ini sesuai dengan penelitian Prososki dkk. (1991), menggunakan *laser spectroscopy* untuk mengamati kekasaran permukaan kawat ortodontik. Hasil penelitian menunjukkan bahwa kekasaran permukaan yang kecil atau sedikit tidak cukup untuk melihat kondisi koefisien friksi.

Kawat *stainless steel* dalam pembuatannya menjalani proses *heat-treated cold-drawn*, sehingga menghasilkan kawat yang memiliki kombinasi keseimbangan antara kekerasan dan elastisitas dengan daya relaksasi nol.²⁴ Komposisi kawat *stainless steel* yang digunakan dalam perawatan ortodontik menurut *Material Safety Data Sheet* adalah sebagai berikut : besi (Fe) 69,5%, kromium (Cr) 18%, nikel (Ni) 9,0%, mangan (Mn) 2%, dan kobalt (Co) 0,75%. Menurut Combe (1992) kegunaan kromium dalam jumlah yang cukup menghasilkan *alloy* tahan korosi. Kromium dan nikel bersifat menurunkan suhu kritis, yaitu suhu dimana struktur *austenite* berubah sewaktu pendinginan. Nikel juga membantu memperbaiki daya tahan terhadap korosi dan memperbaiki kekuatan *alloy*.

Hasil penelitian juga menunjukkan bahwa dengan meningkatnya kualitas kawat dalam proses pembuatannya meskipun setelah direndam saliva buatan selama empat minggu tidak menimbulkan peningkatan gaya friksi yang mempengaruhi proses perawatan. Friksi antara braket dan busur kawat selama sliding mekanik sangat penting dalam perawatan ortodonsi. Beberapa pendapat menyatakan bahwa dalam proses retraksi gigi-gigi anterior tidak hanya terjadi gaya resiprokal antara regio anterior dan molar penjangkar, juga ada tambahan beban yang harus diberikan pada molar penjangkar untuk mengatasi friksi, akan tetapi tambahan beban pada molar penjangkar dapat meningkatkan kemungkinan terjadinya *kehilangan penjangkara*.

KESIMPULAN

Berdasarkan hasil penelitian dapat ditarik kesimpulan bahwa :

Besar gaya friksi antara kawat *stainless steel* yang tidak direndam dalam saliva buatan dengan kawat yang direndam saliva buatan sampai minggu ke 4 menunjukkan tidak berbeda.

SARAN

Berdasarkan hasil penelitian, maka diperlukan penelitian lebih lanjut dengan memperhatikan hal-hal sebagai berikut :

1. Perendaman dalam saliva buatan dibuat lebih lama sehingga mungkin gaya friksi yang terukur lebih terlihat.
2. Perlu dilakukan penelitian dengan pH saliva yang bervariasi yang masih mungkin terjadi di rongga mulut manusia.

DAFTAR PUSTAKA

1. Proffit, W.R. and Fields, H.W., 2000, *Contemporary Orthodontics*, 2nd ed., Mosby Year Book, St. Louis, p.133, 248-53.
2. Ren, Y., Maltha, J.C., and Kuijpers-Jagtman, A.M., 2003, Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review, *Angle Orthod*, 73:86-92.
3. Bednar, J.R., Gruendeman, G.W., and Sandrik, J.L., 1991, A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 100:513-22.

4. Tidy, D.C., 1989, Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 96:249-54.
5. Southard, T.E., Marshall, S.D., and Grosland, N.M., 2007, Friction does not increase anchorage loading, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131:412-4
6. Redlich, M., Mayer, Y., Harari, D., and Lewinstein, I., 2003, In vitro study of frictional force during sliding mechanics of "reduced-friction" brackets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124:69-73.
7. Cacciafesta, V., Sfondrini, M.F., Ricciardi, A., Scribante, A., Klersy, C., and Auricchio, F., 2003, Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124(4):395-402.
8. Hain, M., Dhopatkar, A., and Rock, P., 2006, A Comparison of different ligation methods on friction, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 130:666-70.
9. Iwasaki, L.R., Beatty, M.W., Randall, J., and Nickel, J.C., 2003, Clinical ligation force and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123(4):408-15.
10. Braun, S., Bluestein, M., Moore, K., and Benson, G., 1999, Friction in perspective, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 115:619-27.
11. Brantley, W.A. and Eliades, T., 2001, *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects*, Theodore Eliades Thieme, New York, p.78-97.
12. Combe, E.C., 1992, *Sari Dental Material (Terj.)*, Balai Pustaka, Jakarta, h.88-91.
13. Phillips, R.W., 1991, *Skinner's Science of Dental Material*, 7th Ed., WB. Saunders Co., Philadelphia.
14. Trethewey, K.R. and Chamberlain, J., 1991, *Korosi Untuk Mahasiswa Sains dan Rekayasa (Terj.)*, PT. Gramedia Pustaka, Jakarta, h.285
15. Chung, J.H., Ji, S.S., and Jung, Y.C., 2001, Metal release from simulated fixed orthodontic appliance, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 120(4):383-91.
16. Barret, R.D., Bishara, S.E., and Quin, J.K., 1993, Biodegradation of orthodontic appliance. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro, *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 103(1):8-14.
17. Edgar, W.M. and O'Mullane, 1996, *Saliva and Oral Health*, 2nd ed., London British Dental Journal, p.39.
18. Ferriter, J.P., Meyers, C.E., and Lorton, L., 1990, The effect of hydrogen ion concentration on the force degradation rate of orthodontic, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 198(4):404-10.
19. Schwaninger, B., Sarkar, N.K., and Foster, B.E., 1992, Effect of longterm immersion corrosion of the flexural properties of nitinol, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 82:45-8.
20. Prososki, R.R., Bagby, M.D. and Erickson, L.C., 1991, Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium archwires, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 100(4):341-8.
21. Anusavice, K.J., 2004, *Phillips Buku Ajar Ilmu Bahan Kedokteran Gigi (Terj.)*, Cetakan I, Penerbit EGC, Jakarta, h. 290-323,535-55.
22. Park, H.Y. and Shearer, T.R., 1983, In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliance, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 84(2):156-8.
23. Huang, T.H., Yen, C.C. and Tse-Kao, C., 2001, Comparison of ion release from new and recycle orthodontic bracket, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 120(4):68-78.
24. Kesling, P.C., 1993, *Pedoman Tip-Edge dan Teknik Differensial Straight-Arch (Terj.)*, Ladokgi TNI AL, Jakarta.