

## PENGARUH BESAR KOMPRESI DAN LAMA PERENDAMAN DALAM SALIVA BUATAN TERHADAP KEKUATAN *OPEN COIL SPRING* NIKEL TITANIUM

Budi Wibowo\*, JCP Heryumani\*\*, dan Dyah Karunia\*\*

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

\*\*Bagia Ortodonsia, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta

### ABSTRAK

*Open coil spring* termasuk salah satu komponen aktif yaitu *spring* yang sering digunakan pada perawatan ortodontik cekat yang terbuat dari logam berbentuk kumparan. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh besar kompresi dan lama perendaman dalam saliva buatan terhadap kekuatan *open coil spring* nikel titanium.

Subjek penelitian berjumlah 30 *open coil spring* nikel titanium. Panjang masing-masing subjek 12 mm berukuran 0,01×0,03 inci dengan jarak *pitch* 0,02 mm dibagi dalam 3 kelompok. Kelompok A dengan besar kompresi 1/4 panjang awal, kelompok B dengan besar kompresi 1/3 panjang awal dan kelompok C dengan besar kompresi 1/2 panjang awal. Semua subjek dalam tiap kelompok direndam dalam saliva dan diukur kekuatannya pada 1 hari, 7 hari, 21 hari dan 28 hari. Pengukuran kekuatan dilakukan dengan *Tensile Testing Machine*. Kekuatan diukur dalam satuan Newton dan dilakukan uji statistik menggunakan anava dua jalur untuk mengetahui pengaruh besar kompresi dan lama perendaman terhadap kekuatan *open coil spring* nikel titanium.

Hasil uji anava dua jalur menunjukkan terdapat perbedaan bermakna ( $p < 0,05$ ) antara besar kompresi terhadap kekuatan *open coil spring* nikel titanium. Terdapat perbedaan bermakna ( $p < 0,05$ ) antara lama perendaman dalam saliva buatan yang berbeda terhadap kekuatan *open coil spring* nikel titanium. Kesimpulan terdapat pengaruh besar kompresi 1/4, 1/3 dan 1/2 panjang awal terhadap kekuatan *open coil spring* dan terdapat pengaruh waktu perendaman dalam saliva buatan terhadap kekuatan *open coil spring* yaitu 1 hari dengan 21 hari, 1 hari dengan 28 hari dan 7 hari dengan 28 hari.

**Kata kunci:** *open coil spring*, kekuatan *open coil spring*, besar kompresi, lama perendaman dalam saliva buatan.

### ABSTRACT

Open coil spring consist of the active component spring is often used in the treatment of fixed orthodontic shaped metal coils. The study aimed to determine the effect of compression and immersion time in the artificial saliva of the open coil spring strength.

Subject of study consist of 30 nickel titanium open coil spring. Length of each is 12 mm dimension size 0,01×0,03 inch mm with a pitch distance 0,02 mm. The subject is divided into 3 groups, group A with 1/4 compression initial length, group B with 1/3 compression initial length and group C with 1/2 compression initial length. All subjects in each group were immersed in artificial saliva and measured strength at 1 day, 7 days, 21 days and 28 days. Strength measurements performed by Tensile Testing Machine. Strength is measured in Newton and using two way anova statistical test to know determine the effect of compression and immersion time in the saliva of the open coil strength.

Two way anova test results showed that there were significant differences ( $p < 0,05$ ) between high strength compression of the nickel titanium open coil strength. There are significant differences ( $p < 0,05$ ) between different immersion time to nickel titanium open coil strength. Conclusion there is influence on the initial length of the 1/2, 1/3, 1/4 compression open coil spring strength and there is influence on 1 day with 21 days, 1 day with 28 days and 7 days with 28 days immersion time in the strength of open coil spring.

**Keywords:** *open coil spring*, *open coil spring strength*, *compression*, *immersion time in artificial saliva*

### PENDAHULUAN

Alat ortodontik terbagi menjadi dua macam yaitu alat ortodontik lepasan dan cekat. Alat ortodontik lepasan merupakan alat yang dapat dipasang dan dilepas dari rongga mulut oleh pasien sedangkan alat cekat hanya bisa dipasang dan dilepas oleh operator yaitu ortodontis. Komponen alat cekat terbagi menjadi dua yaitu aktif dan pasif. *Acrh wire*, *spring*, *elastics* dan *separator* merupakan komponen aktif, sedangkan *bands*, *bracket*, *buccal tubes*, *lingual attachments*, *lock*

*pins* dan *ligature wire* termasuk dalam komponen pasif. *Open coil spring* termasuk salah satu komponen aktif yaitu *spring* yang sering digunakan pada perawatan ortodontik cekat<sup>1</sup>.

*Open coil spring* terbuat dari logam berbentuk kumparan<sup>2</sup>. Berdasarkan ukurannya *open coil spring* bervariasi dalam diameter *wire*, *lumen* dan ukuran *pitch*<sup>3</sup>. Menurut bahan dasarnya *open coil spring* dibagi menjadi tiga yaitu *stainless steel*, *cobalt chromium nickel* dan *nickel titanium*<sup>2</sup>. *Open coil spring* nikel titanium merupakan *alloy* yang bersifat menguntungkan yaitu superelastik

dan mempunyai memori bentuk sehingga tidak akan mengalami kehilangan efektivitas<sup>4</sup>.

*Open coil spring* telah umum digunakan dalam praktek ortodontik untuk membuka ruang, distalisasi molar dan premolar<sup>5</sup>. Kekuatan *open coil spring* untuk mendorong gigi kedua arah, menjauhi titik tengah *coil* sehingga didapatkan ruang yang diperlukan dalam perawatan ortodontik<sup>2</sup>.

Kekuatan tekan *open coil spring* dengan besar kompresi 25 % dan 50 % dari panjang awal pada beberapa merek tanpa direndam dalam saliva dengan menunjukkan pada kompresi 50% lebih baik dalam sifat elastisitasnya. Born meneliti kekuatan tekan *open coil spring stainless steel* berbagai ukuran diameter *wire* dan *lumen* dengan besar kompresi 1/8, 1/4 dan 1/2 dari panjang awal *open coil spring* dengan hasil yang menunjukkan adanya pengurangan panjang setelah digunakan, yaitu pengurangan terendah terjadi pada diameter *wire* dan lumen terbesar dengan kompresi terkecil, sehingga memerlukan penyesuaian panjang paling sedikit saat akan diaktifkan lagi<sup>6</sup>. Kekuatan yang dihantarkan *open coil spring* nikel titanium adalah 50 gram (*extra light*), 100 gram (*light*), 150 gram (*medium*), dan 200 gram (*heavy*). Kekuatan yang dihasilkan *open coil spring* nikel titanium adalah kontinyu tetapi sedikit lebih rendah dibawah optimal yaitu 55-70 gram<sup>7</sup>. *Open coil spring* nikel titanium akan menghasilkan kekuatan yang optimal saat dikompresi 1/3 panjang mula-mula<sup>2</sup>.

Menurut Anggolkar beberapa bahan yang digunakan untuk menyalurkan kekuatan ortodontik yaitu *stainless steel*, *cobalt chromium nickel* dan *nickel titanium* menunjukan adanya penurunan kekuatan dengan bertambahnya waktu, demikian juga semua jenis *spring* mengalami penurunan kekuatan seiring bertambahnya waktu. Penurunan kekuatan terbesar bahan ortodontik sebagian besar terjadi pada 24 jam pertama. Penurunan kekuatan *spring* tersebut relatif lebih kecil dibandingkan dengan penurunan kekuatan yang terjadi pada *elastic latex* dan *modulus elastic* sintetik. Penelitian tersebut menggunakan besar kompresi yang sama dan direndam dalam saliva buatan dengan menghitung pada interval waktu 4 jam, 24 jam, 3 hari, 7 hari, 14 hari, 21 hari dan 28 hari<sup>8</sup>.

Beberapa peneliti menggunakan saliva buatan sebagai media perendaman pada penelitian tentang ketahanan korosi logam yang dipakai pada alat ortodontik cekat. Bahaya ko-

rosi yang potensial pada penggunaan *wire* nikel titanium datang dari efek negatif biologis dari ion Ni<sup>9</sup>. Unsur-unsur yang terkandung dalam saliva yaitu Na, K, Cl, HCO<sub>3</sub>, PO<sub>4</sub>, Ca dan ion klorid berperan untuk mempercepat korosi logam. Korosi logam *wire* yang dipergunakan dalam rongga mulut akan mengakibatkan penurunan kualitas logam karena berkurangnya elastisitas dan deformasi permanen dari bahan<sup>10</sup>. Lamanya waktu perendaman *wire* nikel titanium dalam saliva, mempunyai pengaruh yang bermakna terhadap elastisitas dan kekuatan kawat<sup>11</sup>.

Tekanan dapat menyebabkan nikel titanium bertransformasi dari fase austenitik ke martensitik selain dari suhu. Tekanan geser yang cukup kuat diberikan pada *alloy* austenitik akan menyebabkan transformasi menjadi martensitik. Ketika tekanan dikendalikan material tetap berada pada fase martensitik dan tetap pada kondisi berubah bentuk atau deformasi. Deformasi material berpengaruh terhadap penurunan kualitas dan kekuatan *alloy* logam<sup>12</sup>.

## METODE PENELITIAN

Penelitian ini termasuk jenis eksperimental laboratoris. Subjek penelitian *open coil spring* nikel titanium diameter kawat 0,01 inci, *lumen* 0,03 inci, ukuran *pitch* 0,02 inci dan panjang 12 mm sebanyak 30 dibagi dalam 3 kelompok. Tiga puluh *open coil spring* ukuran diameter *wire* 0,01 inci, *lumen* 0,03 inci, *pitch* 0,02 inci, panjang 12 mm dibagi 3 kelompok A, B, C. Panjang *open coil spring* semula 12 mm ditekan hingga panjangnya berkurang 1/4 dari panjang awal menjadi 9 mm pada kelompok A, kelompok B berkurang 1/3 dari panjang awal menjadi 8 mm untuk dan kelompok C berkurang 1/2 dari panjang awal menjadi 6 mm. Kekuatan *open coil spring* diukur pada perendaman 1 hari 7 hari, 21 hari dan 27 hari.

Penelitian dilakukan di Laboratorium Bahan Teknik, Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada. Alat yang dipergunakan untuk mengukur besar kekuatan *open coil spring* adalah dengan *Universal Testing Machine* buatan *Pearson panke Equipment*, besar kekuatan diukur dalam Newton. Uji statistik pada penelitian ini menggunakan program computer SPSS dengan kemaknaan  $p < 0,05$ . Setelah uji anava 2 jalur dilanjutkan dengan tes efek antar subjek untuk mengetahui hubungan antara 2 perlakuan dan tes *post hoc* untuk mengetahui

perbedaan pada tiap varian dalam masing-masing kelompok.

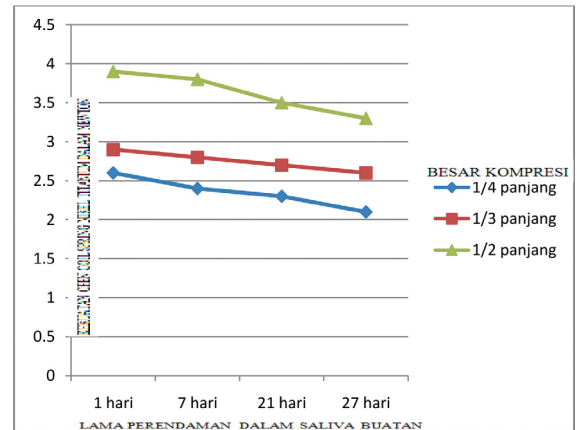
**HASIL PENELITIAN**

Telah dilakukan penelitian tentang pengaruh besar kompresi dan lama perendaman terhadap kekuatan *open coil spring* nikel titanium di laboratorium Bahan Teknik Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada.

Hasil penelitian didapatkan rerata, simpangan baku kekuatan *open coil spring* nikel titanium kelompok A,B dan C dapat dilihat pada Tabel 1.

Berdasarkan rerata dan simpangan baku kekuatan *open coil spring* nikel titanium ketiga kelompok (Tabel 1), kekuatan *open coil spring* tertinggi pada kelompok besar kompresi ¼ dari panjang awal adalah pada perendaman 1 hari yaitu 2,792 Newton dan kekuatan *open coil spring* terendah pada perendaman 28 hari yaitu 2,534 Newton. Pada kelompok besar kompresi 1/3 dari panjang awal kekuatan *open coil spring* tertinggi pada perendaman 1 hari yaitu 3,006 Newton dan kekuatan *open coil spring* terendah pada perendaman 28 hari yaitu 2,915 Newton. Pada kelompok besar kompresi ½ dari panjang awal kekuatan *open coil spring* tertinggi adalah pada perendaman 1 hari yaitu 3,946 Newton dan kekuatan *open coil spring* terendah pada perendaman 28 hari yaitu 3,640 Newton. Untuk memperlihatkan pola kekuatan *open coil spring*

pada ketiga kelompok dijelaskan dalam bentuk grafik pada Gambar 1.



**Gambar 1.** Grafik Hubungan Besar Kompresi dan Lama Perendaman terhadap Kekuatan *Open Coil Spring* Nikel Titanium

Grafik menunjukkan pola menurun pada kelompok ¼ panjang awal, kelompok besar kompresi 1/3 panjang awal dan kelompok besar kompresi ½ panjang awal. Pola menurun juga terlihat pada tiap lama perendaman 1 hari, 7 hari, 21 hari dan 28 hari.

Tabel 2 menunjukkan bahwa besar kompresi berpengaruh terhadap kekuatan *open coil spring*. Waktu perendaman juga berpengaruh terhadap kekuatan *open coil spring*. Besar kompresi

**Tabel 1.** Rerata dan Simpangan Baku Kekuatan *Open Coil Spring* Nikel Titanium dalam Satuan Newton

Besar Kompresi	Waktu Perendaman	Rerata	Simpangan Baku
¼ panjang awal	1 hari	2,792	± 0,201
¼ panjang awal	7 hari	2,710	± 0,185
¼ panjang awal	21 hari	2,626	± 0,168
¼ panjang awal	28 hari	2,534	± 0,149
⅓ panjang awal	1 hari	3,006	± 0,240
⅓ panjang awal	7 hari	2,975	± 0,231
⅓ panjang awal	21 hari	2,934	± 0,241
⅓ panjang awal	28 hari	2,915	± 0,239
½ panjang awal	1 hari	3,946	± 0,244
½ panjang awal	7 hari	3,881	± 0,255
½ panjang awal	21 hari	3,761	± 0,284
½ panjang awal	28 hari	3,640	± 0,282

**Tabel 2.** Analisis Variansi Dua Jalur Kekuatan *Open Coil Spring* Nikel Titanium berdasarkan Besar Kompresi dan Waktu Perendaman

Perlakuan	Jumlah Hasil Perkalian	df	Hasil Perkalian Rerata	F	p
Besar Kompresi	28,132	2	14,066	264,955	0,000*
Waktu Perendaman	0,818	3	0,273	5,133	0,002*
Besar Kompresi dan Waktu Perendaman	0,149	6	0,025	0,468	0,831

Keterangan :

\* = perbedaan bermakna  $p < 0,05$ **Tabel 3.** *Post Hoc* Test Analisis Variansi Dua Jalur Kekuatan *Open Coil Spring* Nikel Titanium berdasarkan Besar Kompresi

Besar Kompresi (I)	Besar Kompresi (J)	Rerata (I-J)	Simpangan Baku	P
$\frac{1}{3}$ panjang awal	$\frac{1}{4}$ panjang awal	0,292*	$\pm 0,051$	0,000*
$\frac{1}{2}$ panjang awal	$\frac{1}{4}$ panjang awal	1,141*	$\pm 0,051$	0,000*
$\frac{1}{2}$ panjang awal	$\frac{1}{3}$ panjang awal	0,849*	$\pm 0,051$	0,000*

Keterangan :

\* = perbedaan bermakna  $p < 0,05$ **Tabel 4.** *Post Hoc* Test Analisis Variansi Dua Jalur Kekuatan *Open Coil Spring* Nikel Titanium berdasarkan Waktu Perendaman

Waktu perendaman (I)	Waktu perendaman (J)	Rerata (I-J)	Simpangan Baku	p
1 hari	7 hari	0,059	$\pm 0,059$	0,321
1 hari	21 hari	0,141*	$\pm 0,059$	0,020*
1 hari	28 hari	0,218*	$\pm 0,059$	0,000*
7 hari	21 hari	0,082	$\pm 0,059$	0,173
7 hari	28 hari	0,152*	$\pm 0,059$	0,009*
21 hari	28 hari	0,077	$\pm 0,059$	0,196

Keterangan :

\* = perbedaan bermakna  $p < 0,05$ 

dan waktu perendaman tidak saling mempengaruhi terhadap kekuatan *open coil spring*.

Secara umum perbedaan adalah bermakna pada kelompok besar kompresi dan untuk melihat kelompok besar kompresi mana yang menunjukkan perbedaan bermakna dilanjutkan dengan *post hoc test* yang hasilnya terlihat pada Tabel 3.

Tabel 3 menunjukkan perbedaan bermakna pada perbandingan antara semua kelompok yaitu besar kompresi  $\frac{1}{4}$  panjang awal dengan besar kompresi  $\frac{1}{3}$  panjang awal, besar kompresi  $\frac{1}{4}$  panjang awal dengan besar kompresi  $\frac{1}{2}$  panjang awal dan besar kompresi  $\frac{1}{3}$  panjang awal dengan besar kompresi  $\frac{1}{2}$  panjang awal.

Secara umum pada kelompok lama perendaman menunjukkan perbedaan yang bermakna dan untuk melihat kelompok lama perendaman

mana yang menunjukkan perbedaan bermakna dilanjutkan dengan *post hoc test* yang hasilnya dapat dilihat pada Tabel 4. Pada Tabel 4 menunjukkan bahwa perbedaan bermakna pada perbandingan antara waktu perendaman 1 hari dengan 21 hari, 1 hari dengan 28 hari dan 7 hari dengan 28 hari.

## PEMBAHASAN

Berdasarkan rerata dan simpangan baku kekuatan *open coil spring* (Tabel 1), tertinggi pada kelompok besar kompresi  $\frac{1}{4}$  panjang awal pada perendaman 1 hari dan kekuatan *open coil* terendah pada perendaman 28 hari. Terlihat pola semakin menurun dari waktu perendaman 1 hari, 7 hari, 21 hari dan 28 hari. Penurunan tersebut disebabkan karena semakin lama

*open coil spring* berkontak dengan saliva akan mengakibatkan terjadinya proses korosi yaitu penurunan kualitas logam dengan terlepasnya ion-ion pada logam. Proses ini mengakibatkan penurunan kekuatan logam bahan dasar *open coil spring*.

Uji anava 2 jalur kelompok besar kompresi menunjukkan perbedaan yang bermakna ( $p < 0,05$ ) antara kelompok besar kompresi  $\frac{1}{4}$ , S! dan  $\frac{1}{2}$  dari panjang awal (Tabel 3). Hal ini menunjukkan bahan dasar *open coil spring* yaitu nikel titanium yang mempunyai sifat sangat elastik sehingga bila dilakukan perubahan kompresi yang cukup besar akan mempengaruhi kelentingan atau kekuatan *open coil spring*. Jika *open coil spring* dilakukan aksi yang besar dengan menambah tekanan, akan timbul reaksi yang besar pula dengan bertambahnya kekuatan lenting. Pernyataan tersebut sesuai dengan pendapat Fernandes, bahwa tekanan dapat menyebabkan nikel titanium bertransformasi dari fase austenitik ke martensitik selain dari suhu<sup>12</sup>. Tekanan geser yang cukup kuat diberikan pada *alloy* austenitik akan menyebabkan transformasi menjadi martensitik. Ketika tekanan dikendalikan material tetap berada pada fase martensitik dan tetap pada kondisi berubah bentuk atau deformasi. Deformasi ini terutama pada ukuran *pitch* yang menyebabkan penurunan kekuatan lenting *open coil spring*.

Hurst menyatakan bahwa nikel titanium *alloy* mempunyai sifat menguntungkan yaitu super elastik dan mempunyai memori bentuk sehingga tidak akan mengalami kehilangan efektivitas<sup>4</sup>. Hal ini juga didukung oleh pernyataan Fraunhofer bahwa *open coil spring* nikel titanium mempunyai kelentingan tinggi yang menghasilkan kekuatan ringan dan kontinyu, tetapi menghasilkan kekuatan sedikit lebih rendah dibawah optimal<sup>7</sup>. Menurut Quinn dan Yoshikawa, hubungan antara besar gaya lenting *open coil spring* dan kecepatan pergerakan gigi adalah hubungan antara besar tekanan dan respon gigi dalam kisaran gaya yang ringan, dengan kecenderungan menurun dan kemudian mencapai garis datar yang dianggap sebagai kisaran gaya optimal.

Perbedaan bermakna pada perendaman 1 hari dibanding 21 hari, perendaman 1 hari dibanding 28 hari dan perendaman 7 hari dibanding 28 hari disebabkan karena bahan *open coil spring* yang dipakai adalah nikel titanium yang mempunyai sifat tahan terhadap korosi. Pada penelitian ini dilakukan perendaman dalam saliva buatan

untuk melakukan simulasi keadaan rongga mulut yang selalu berkontak dengan saliva. Pengaruh perendaman dalam saliva buatan baru menimbulkan efek terhadap kelentingan mulai terjaji pada 21 hari yang terlihat dengan penurunan kekuatan *open coil spring*. Perendaman dalam saliva akan menyebabkan proses korosi yaitu terlepasnya ion-ion logam bahan dasar *open coil spring* pada proses korosi yang menyebabkan penurunan kualitas logam. Terlepasnya ion Ni pada perendaman *open coil spring* berbahan dasar nikel titanium menyebabkan menurunnya kekuatan dan kelentingan.

Adanya bahan pelapis antikorosi berupa lapisan oksida tipis yaitu TiO<sub>2</sub> menyebabkan proses ini berjalan lambat. Pernyataan ini menunjukkan bahwa proses korosi terhadap *open coil spring* yang berbahan dasar nikel titanium berjalan lambat. Hal tersebut sesuai dengan penelitian Kapila dan Sachdeva bahwa korosi *alloy* logam kawat yang dipergunakan dalam rongga mulut akan mengakibatkan penurunan kualitas logam tersebut karena berkurangnya elastisitas dan kenaikan deformasi permanen dari bahan<sup>10</sup>. Pernyataan ini juga sesuai dengan penelitian Baret yang menyatakan bahwa kawat nikel titanium akan mengalami deformasi dan menurun elastisitasnya yang mekanismenya terjadi dengan melepaskan sejumlah ion nikel<sup>13</sup>.

Huang dalam penelitiannya mengatakan bahwa bahaya korosi yang potensial pada penggunaan *wire* nikel titanium datang dari efek negatif dari ion Ni yang bisa diukur dalam penelitian. Salah satu indikasi terjadinya korosi pada logam alat ortodontik adalah pelepasan ion nikel dan kromium<sup>9</sup>. Park dan Shearer menyatakan bahwa tanda korosi awal akibat terlepasnya ion Ni mulai terlihat pada hari ke tiga dan semakin berkembang seiring bertambahnya waktu yang ditunjukkan dengan perubahan morfologi permukaan kawat nikel titanium yang memiliki pola kristalisasi. Pelepasan nikel pada nikel titanium dalam jumlah kecil karena pada pembuatannya, nikel dikombinasikan dengan titanium yang merupakan salah satu logam mulia yang mempunyai sifat daya tahan korosi yang baik terhadap lingkungan, sehingga menghasilkan paduan logam yang memiliki resistensi korosi yang baik<sup>14</sup>.

Unsur-unsur dalam nikel titanium dapat terlepas oleh proses korosi dan abrasi. Pelepasan ion Ni pada *wire* nikel titanium tiap permukaan *wire* dihitung dalam  $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ . Besarnya jumlah ion Ni yang terlepas pada perendaman sa-

liva buatan berada pada rentang 0,3 – 0,5 µg/cm<sup>2</sup>. Terlepasnya ion nikel akan menyebabkan penurunan kualitas permukaan *alloy*. Hasil mikroskopis terlihat adanya retakan dan lubang atau sumuran pada permukaan *wire* nikel titanium yang mengalami korosi. Proses korosi dan abrasi akan menurunkan kualitas *alloy* dan berpengaruh terhadap kekuatan dan kelentingan *wire*<sup>15</sup>.

Kelompok kompresi ¼ dan 1/3 dari panjang awal *open coil spring* saat diukur hingga akhir penelitian masih menunjukkan 2,534 – 3,946 Newton (Tabel 1) yang masih berada pada rentang besar kekuatan optimal untuk menggerakkan gigi secara ortodontik yaitu 100-300 gram atau setara 0,93-2,79 Newton. Keadaan tersebut disebabkan karena kemampuan dari *open coil spring* berbahan dasar nikel titanium yang mempunyai kekuatan yang stabil, kontinyu dan ringan. Pernyataan ini sesuai dengan pendapat Anggolkar bahwa nikel titanium menunjukkan adanya penurunan kekuatan dengan bertambahnya waktu dengan penurunan yang relatif kecil<sup>9</sup>. Miura, yang meneliti tentang sifat mekanis bahan *open coil spring* nikel titanium menemukan bahwa *open coil spring* nikel titanium memperlihatkan *superior spring-back* dan sifat *super elastic*. Karakter paling penting dari *open coil spring* nikel titanium adalah kemampuannya untuk menghasilkan gaya ringan, kontinyu, dan konstan untuk jangka panjang<sup>16</sup>.

Hasil uji tes antar subjek menunjukkan bahwa besar kompresi berpengaruh terhadap kekuatan *open coil spring*, waktu perendaman dalam saliva juga berpengaruh terhadap kekuatan *open coil spring*. Kedua perlakuan yaitu besar kompresi dan waktu perendaman hasilnya menunjukkan tidak saling mempengaruhi.

## KESIMPULAN

Berdasar hasil penelitian tentang pengaruh besar kompresi dan lama perendaman terhadap kekuatan *open coil spring* nikel titanium dapat disimpulkan bahwa :

1. Besar kompresi berpengaruh terhadap kekuatan *open coil spring* yang direndam dalam saliva buatan, dengan penurunan kekuatan terbesar pada besar kompresi ¼ panjang awal dan terkecil pada 1/3 panjang awal.
2. Lama perendaman dalam saliva buatan berpengaruh terhadap kekuatan *open coil spring*, yaitu pada waktu perendaman 1 hari dengan

21 hari, 1 hari dengan 28 hari dan 7 hari dengan 28 hari.

## SARAN

Penelitian lebih lanjut tentang pengaruh besar kompresi dan lama perendaman dalam saliva buatan terhadap kekuatan *open coil spring* disarankan dilakukan secara klinis yang sesuai dengan keadaan di dalam rongga mulut.

## DAFTAR PUSTAKA

1. Bhalajhi IS. *Orthodontics the Art and Science*. Arya (Medi) Publishing House, New Delhi; 2004. p. 277-78, 301-4
2. Chaconas SJ, Caputo AA, Harvey K., Orthodontic force characteristics of open coil springs, *Am.J.Orthod.*; 1984; 85(1):648-650.
3. Bourke A, Daskalogiannakis J, Tompson B, Watson P. Force characteristics of nickel titanium open coil springs. *Am.J.Orthod Dentofac Orthod.*; 2010; 138(2):142-147
4. Hurst CL, Duncanson MG, Nanda RS, Angolkar PV. An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires, *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*; 1990; 98(1):72-76.
5. Manhartsberger C, Seidenbusch W. Force delivery of NiTi coil spring. *Am.J.Orthod. Dentofacial Orthop.*; 1996; 109(1):8-21.
6. Born HS, Some facts concerning the open coil spring. *Am.J.Orthod.*; 1955; 41(1):917-25
7. Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil spring. *Angle Orthod.*; 1993; 63(2):145-48.
8. Angolkar PV, Arnold J V, Nanda RS, Duncanson MG. Force degradation of closed coil springs An in vitro evaluation. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*; 1992; 40(1):127-33
9. Huang TH, Yen CC, Tse Kao C. Comparison of Ion Release from New and Recycled Orthodontic Bracket. *Am. J. Orthod Dentofac. Orthod.*; 2001; 120(4):68-78.
10. Kapila S, Sachdeva R., Mechanical Property and Clinical Application of Orthodontic Wire. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*; 1998; 96(2):100-9
11. Nicholson JA. An Analysis of Nitinol in Simulated Oral Environment. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*; 1993; 85(1):549-53
12. Fernandes DJ, Peres RV, Mendes AM, Elias CN. Understanding the Shape-Memory Alloys Used in Orthodontics. *Int. Sch. Res. Network ISRN dent*; 2011; p. 1-6
13. Barret RD, Bishara SE, Quin JK., Biodegeneration of Orthodontic Appliances part I. Biodegeneration of Nickel Chromium in vitro. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*; 1993; 103(1):8-14

14. Park HY, Shearer TR., In Vitro Release of Nickel and Chromium from Simulated Orthodontic Appliances. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*; 1983; 85(1):20-7
15. Arndt M, Bruck A, Scully T, Jager A, Bourauel, C. Nickel ion Release from Orthodontic NiTi Wires under Simulatin of Realisti in-situ Conditions. *J. Mat Sci.*; 2005; 40(1):3659-67
16. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*; 1986; 90(1):1-10.