

ANALISIS KEKUATAN TARIK PADA KAWAT NITI SE, THERMAL NITI DAN COPPER NITI YANG DIRENDAM DALAM SALIVA BUATAN

Fitya Nadhila Qisthi*, Neny Roeswahjuni,**

* Mahasiswa Program Studi Sarjana Kedokteran Gigi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya

** Dosen Program Studi Sarjana Kedokteran Gigi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya

Email: fityanadhila28@gmail.com, nenyroes@yahoo.co.id

repository.ub.ac.id

ABSTRAK

Salah satu komponen aktif dari alat ortodonti cekat adalah kawat. Kawat di dalam rongga mulut untuk perawatan ortodonti, dapat mengalami degradasi material, karena terkena fungsi kunyah, aktivitas dalam rongga mulut, suhu rongga mulut yang diakibatkan karena terpapar makan / minum yang panas / dingin, juga karena terlepasnya sebagian ion logam akibat terendam dalam saliva. Ketika terjadi pelepasan ion-ion logam yang menyebabkan penurunan kualitas kawat maka sifat elastisitas kawat juga menurun. Apabila elastisitas kawat rendah maka kekuatan tarik yang dihasilkan juga rendah. Waktu yang digunakan untuk melakukan perendaman kelompok sampel dibuat sama, yaitu 30 hari dan 45 hari. Waktu tersebut dipilih, karena jumlah waktu kawat NiTi berada di dalam rongga mulut sekitar 30 - 45 hari tiap kali kontrol dan waktu tersebut merupakan waktu yang efektif untuk kawat ortodonti menunjukkan efek kekuatan tariknya. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menganalisis kekuatan tarik kawat NiTi SE, Thermal NiTi, Copper NiTi dalam rendaman saliva buatan dan pengaruh lama perendaman dalam saliva buatan terhadap kekuatan tarik. Metode penelitian ketiga sampel kawat direndam dalam saliva buatan dalam 30 dan 45 hari, lalu di uji menggunakan alat DMA. Hasil penelitian ini terdapat pengaruh lama perendaman kawat dalam saliva buatan. Kesimpulan penelitian ini adalah kadar kekuatan tarik terkecil terdapat pada kawat NiTi, sedangkan kadar kekuatan tarik terbesar terdapat pada kawat Copper NiTi.

Kata Kunci : Kawat NiTi SE, kawat Thermal NiTi, kawat Copper NiTi, saliva buatan, kekuatan tarik

ABSTRACT

One of the active component of the fixed orthodontic device is a wire. wire in the oral cavity for orthodontic treatment can experience material degradation, due to chewing function, activity in the oral cavity, oral cavity temperature caused by exposure to hot/cold food/drink, also due to the release of some metal ions due to submergence in saliva. When the release of metal ions causes a decrease in wire quality, the properties of the wire elasticity also decrease. If the elasticity of the wire is low, the tensile strength produce is also low. The time used to do the immersion of the sample group was made the same, namely 30 days and 45 days. This time was chosen because the amount of time the NiTi wire was in the oral cavity around 30-45 days each time the control and the time was an effective time for orthodontic wires showed the effect of its tensile strength. The purpose of this study was to analyze the tensile strength of the NiTi wire. Thermal NiTi, Copper NiTi, in artificial saliva soaking and the effect of soaking time in artificial saliva on tensile strength. Method the three wire samples were immersed in artificial saliva in 30 and 45 days, then tested using a DMA tool. The result there is an influence of the length of immersion wire in artificial saliva. The conclusion of this study is the smallest tensile strength is found in NiTi wire, while the largest tensile strength is found in Copper NiTi wire.

Keywords: NiTi SE wire, Thermal NiTi wire, Copper NiTi wire, artificial saliva, tensile strength

A. PENDAHULUAN

Perawatan ortodontik merupakan salah satu perawatan bidang kedokteran gigi yang mempelajari pertumbuhan dan perkembangan gigi geligi berhubungan dengan struktur anatominya sejak lahir sampai dewasa, perawatan ortodontik

meliputi prosedur preventif, interseptif dan korektif. Tujuan dari perawatan ortodontik adalah koreksi maloklusi untuk meningkatkan fungsi mastikasi dan fonasi, keseimbangan struktur jaringan keras dan jaringan lunak, serta keharmonisan estetik wajah. [42] Secara umum terdapat empat jenis peranti ortodontik, yaitu

peranti fungsional, peranti ekstraoral, peranti lepasan dan peranti cekat. Peranti ortodontik cekat adalah peranti yang dilekatkan pada gigi dan tidak dapat dilepas oleh pasien untuk menghasilkan pergerakan gigi keseluruhan atau pergerakan rotasi.^[41]

Peranti ortodontik cekat memiliki tiga komponen utama, yaitu lekatan (*attachment*) berupa breket (*bracket*) atau cincin (*band*), kawat busur (*archwire*) dan aksesoris (*auxiliaries*) berupa elastomerik atau modul.^[43] Kawat busur merupakan salah satu komponen aktif dari peranti ortodontik yang dapat menghasilkan berbagai pergerakan gigi, seperti pergerakan *tipping*, keseluruhan, rotasi dan vertikal.^[41]

Kawat busur ortodonti terdiri dari berbagai macam jenis bahan penyusun, antara lain emas, stainless steel, Cobalt-Chromium, Nikel-Titanium, Beta-Titanium dan kawat *multistranded*. Setiap jenis kawat memiliki sifat fisik dan mekanis yang berbeda untuk aplikasi klinis yang berbeda. Kawat ortodonti dapat memberikan berbagai macam pergerakan gigi melalui braket dan *buccal tubes* yang melekat pada gigi. Untuk kinerja yang optimal selama perawatan ortodonti dibutuhkan karakteristik kawat antara lain yaitu, elastisitas yang besar, kekakuan yang rendah, kelenturan yang baik, menyimpan energi yang tinggi, gesekan pada permukaan rendah dan biokompatibilitas dan stabilitas lingkungan yang baik.^[48]

Salah satu kawat yang paling banyak penggunaannya dibidang ortodonti saat ini adalah kawat ortodonti berbahan Nikel Titanium. Adapun jenis dari kawat NiTi yaitu NiTi superelastis, *thermal NiTi* dan *copper NiTi*. Sifat elastis dan *memory shape* merupakan keunggulan dari kawat NiTi.^[22] Sifat *memory shape* berhubungan dengan perubahan temperatur (transformasi temperatur), sementara sifat super elastis berikatan erat dengan kemampuan kawat menahan regangan agar tidak terjadi deformasi 8-10% lebih besar dibanding kawat lainnya.^[5] Pada beberapa perawatan kasus maloklusi kawat nikel titanium banyak digunakan sebagai kawat awal (*initial archwire*).^[37] Kawat *thermal NiTi* mulai terkenal dengan ciri khas memiliki suhu transformasi (temperatur akhir austenit) di atas suhu ruangan, tetapi di bawah suhu tubuh. Hal ini menyebabkan kawat menjadi lebih lunak pada suhu ruangan, namun menjadi lebih kaku pada saat di rongga mulut.^[10] Kemampuan kawat copper NiTi dalam menahan regangan lebih tinggi 8-10% dibandingkan dengan kawat jenis lainnya. Kawat copper nikel titanium lebih rendah kekakuannya dan memiliki tingkat deformitas yang lebih tinggi sebelum mencapai

deformasi permanen.^[24]

Kawat di dalam rongga mulut untuk perawatan ortodonti, dapat mengalami degradasi material, karena terkena fungsi kunyah, aktivitas dalam rongga mulut, suhu rongga mulut yang diakibatkan karena terpapar makan / minum yang panas / dingin, juga karena terlepasnya sebagian ion logam akibat terendam dalam saliva. Karena lemahnya suhu dalam rongga mulut, kawat dapat berkurang elastisitasnya. Pada perawatan ortodonti cekat tahap awal yang perlu diperhatikan dalam pemilihan kawat adalah ukuran diameter kawat, bentuk kawat dan komposisi bahan penyusun kawat. Kawat yang sesuai untuk perawatan ortodonti tahap awal adalah kawat yang memiliki sifat kekakuan minimum dan defleksi maksimum. Ketika terjadi pelepasan ion-ion logam yang menyebabkan penurunan kualitas kawat maka kekuatan tarik kawat juga menurun. Apabila kekuatan tarik kawat rendah maka *ultimate tensile strength* yang dihasilkan juga rendah.^[52] *Ultimate Tensile Strength* merupakan pengujian yang dilakukan untuk mengetahui kekuatan maksimum suatu material, dengan cara ditarik. Pertama-tama specimen yang memiliki bentuk silinder atau persegi di jepit lalu kemudian ditarik sampai beban tertentu (P) hingga putus.

Saat pengujian besarnya beban yang diberikan untuk memutuskan specimen berubah-ubah sesuai digambarkan pada diagram, hal ini dikarenakan pada tiap material memiliki fase-fase yang terjadi sebelum terputus, seperti elastisitas dan plastisitas, sedangkan untuk *tensile strength* beban yang dipakai (P) merupakan beban terbesar yang diberikan.

Bahan logam dalam perawatan kedokteran gigi berinteraksi secara terus menerus dengan cairan fisiologis dalam rongga mulut, terutama saliva, selain bahan kimia atau ion ion mineral dalam rongga mulut baik organik maupun non organik. Beberapa jenis logam digunakan dalam perawatan ortodontik, seperti *stainless steel*, *alloy cobalt chromium*, *nickel titanium*, *beta titanium* dan lain-lain. Banyak faktor baik tekanan, perubahan kimia, perubahan suhu yang berasal dari makanan, minuman maupun bahan medikasi dalam perawatan gigi dapat mempengaruhi degradasi material bahan logam selama pengaplikasian dalam rongga mulut. Kondisi tersebut mempunyai potensi yang mempengaruhi bahan logam secara elektrokimia. Disolusi atau pembentukan senyawa kimia diakibatkan oleh reaksi secara elektrokimia antara bahan logam dan lingkungan rongga mulut. *Tribocorotion* adalah proses kimiawi, mekanik dan elektrokimia yang terjadi secara simultan. Proses

ini terjadi karena adanya degradasi atau korosi yang terjadi dalam rentang waktu selama perawatan yang mengakibatkan terjadinya perubahan morfologi permukaan kawat busur. Adanya perubahan permukaan akibat proses korosi elektrokimia dalam saliva buatan didapat dari hasil *scanning electron microscope* pada permukaan kawat busur yang terbuat dari *stainless steel*, *Cobalt chromium*, *Nikel titanium* dan *beta titanium*. Permukaan kawat busur ortodontik dapat mengalami *pitting corrosion* pada lingkungan saliva rongga mulut. Korosi yang terjadi berupa pembentukan lubang-lubang kecil pada permukaan kawat.^[14]

B. METODE PENELITIAN

1. Rancangan Penelitian

Desain penelitian yang digunakan adalah penelitian eksperimental laboratoris dengan rancangan *true experimental posttest only control group design*, dengan fokus penelitian pada keadaan kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi setelah perlakuan berupa perendaman saliva buatan. Tujuan penelitian ini adalah membuktikan bahwa besar kekuatan tarik kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi mencapai penurunan selama direndam dalam saliva buatan.

2. Sampel Penelitian

Sampel penelitian kawat ortodonti berbahan dasar NiTi (NiTi SE), *thermal NiTi* dan *copper NiTi* (tanzo *copper NiTi*) menggunakan merek *American Orthodontics* dengan diameter 0.016. Sampel dibagi menjadi 6 kelompok, masing-masing diuji dalam perendaman saliva. Pemilihan saliva buatan berdasarkan perawatan ortodonti cekat dimana kawat berkontak langsung dengan saliva. Sehingga, ketiga kawat ini direndam dalam saliva buatan untuk mengetahui pengaruhnya terhadap besar *ultimate tensile strength*. Menggunakan konsentrasi saliva buatan yang sama, ketiga kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi direndam dalam tabung yang berisi saliva buatan.

3. Variabel Penelitian

Variabel Independen (bebas) dari penelitian ini adalah kawat NiTi SE, Thermal NiTi dan Copper NiTi dan lama perendaman kawat (hari). Sedangkan variabel Dependen (terikat) yaitu besar kekuatan tarik kawat.

4. Prosedur Penelitian

a. Perendaman Kawat

Perendaman sampel kawat dikondisikan seperti di dalam rongga mulut. Diasumsikan pasien menggunakan kawat ortodonti cekat selama 30 - 45 hari sebelum penggantian kawat ke dokter gigi, maka perendaman sampel juga dalam waktu 30 - 45 hari. Perendaman dilakukan di dalam inkubator dengan suhu disesuaikan dengan suhu rongga mulut yaitu 37°C. Langkah-langkah perendaman sebagai berikut:

1. Menyiapkan sampel dengan jumlah 24 sampel.
2. Menyiapkan larutan saliva buatan yang telah dimasukkan ke dalam gelas ukur.
3. Seluruh sampel kawat direndam dalam saliva buatan selama 30 - 45 hari.

b. Perhitungan Besar Kekuatan tarik

Perhitungan besar kekuatan tarik menggunakan alat DMA. Langkah-langkah pengujian sebagai berikut:

1. Seluruh sampel kawat yang sudah direndam dikeringkan sebelum pengujian dengan tujuan mengeringkan sampel agar bebas dari larutan perendaman, menjaga kelembaban dan menghindari terjadinya oksidasi.
2. Masing-masing sampel kawat diuji menggunakan alat uji DMA secara bergantian untuk mengetahui besar kekuatan tarik sampel kawat.
3. Spesifikasi pengujian dengan interval 10 N (tidak ada pengaturan beban di uji DMA).

5. Analisis Data

Seluruh teknis pengolahan data hasil penelitian akan dianalisis secara komputerisasi dengan menggunakan *software Statistical Product and Service Solution 20 PS (SPSS 20) for Windows* dengan tingkat signifikansi atau nilai. Awalnya dilakukan analisis deskriptif untuk memberikan gambaran dari karakteristik data yang didapatkan dari hasil penelitian. Guna menentukan jenis uji statistik, perlu dilakukan uji normalitas untuk mengetahui jenis data dengan menggunakan uji *Saphiro-Wilk*, karena kelompok data berjumlah kecil yaitu $n < 50$. Selanjutnya dilakukan uji homogenitas dengan menggunakan uji *Lavene's test*. Jika data terbukti berdistribusi normal dan homogen, selanjutnya dapat digunakan uji statistik parametrik *Two Way Anova*. Selanjutnya dilakukan uji lanjutan, yaitu uji *post hoc* yang digunakan untuk mengetahui ada atau tidaknya perbedaan yang signifikan antar kelompok data yang diteliti. Analisis data berikutnya ditujukan untuk melihat pengaruh menggunakan uji regresi untuk mendapatkan persamaan linier hasil penelitian.

C. HASIL PENELITIAN

Setelah dilakukan perendaman kawat selama 30 dan 45 hari serta uji tarik maka didapatkan rata-rata hasil penelitian sebagai berikut dengan tabel 1.1

Tabel 1.1 Hasil Hitung dan Rata-rata besar kekuatan tarik pada kawat NiTi SE, Thermal NiTi dan Copper NiTi

Jenis Kawat	Lama Perendaman	Rata-rata Kekuatan Tarik	Penurunan Kekuatan Tarik
NiTi	30 hari	27,7 MPa	0,58 MPa
	45 hari	27,12 MPa	
Thermal NiTi	30 hari	26,76 MPa	0,34 MPa
	45 hari	27,1 MPa	
Copper NiTi	30 hari	25,68 MPa	3,92 MPa
	45 hari	29,6 MPa	

Penelitian ini menggunakan kawat NiTi SE, Thermal NiTi dan Copper NiTi menggunakan merek *American Orthodontics* dengan ukuran 0,016. Sampel dibagi menjadi 6 kelompok, masing-masing diuji dalam perendaman saliva.

D. PEMBAHASAN

Penelitian ini bertujuan untuk membuktikan penurunan kekuatan tarik kawat ortodonti berbahan dengan NiTi, thermal NiTi dan copper NiTi direndam dalam saliva buatan selama 30 hari dimaksudkan sebagai waktu pasien dengan perawatan ortodonti ceat untuk melaksanakan kontrol rutin ke dokter gigi, dan 45 hari dimaksudkan sebagai batas waktu telat untuk kontrol rutin pasien. Media perendaman yang digunakan dalam penelitian ini adalah saliva buatan pH normal, karena membuat suasana ketiga

jenis kawat seperti didalam rongga mulut pasien dan selain itu komponen pada saliva buatan hampir sama dengan saliva asli, tetapi tidak mengandung enzim. Jenis kawat yang digunakan adalah jenis kawat NiTi berbentuk round dengan diameter kawat 0,16 inchi. Kawat NiTi merupakan kawat yang paling sering digunakan karena dikenal dengan sifatnya yang superelastis dan dianggap paling efektif untuk perawatan kasus maloklusi yang parah.

Pengamatan UTS dapat dilakukan dengan beberapa cara, yaitu dengan menggunakan alat uji tarik dan uji analisis DMA (*Dynamic Mechanical Analyzer*). Pada penelitian ini cara yang digunakan adalah uji analisis DMA (*Dynamic Mechanical Analyzer*) dikarenakan uji tarik memerlukan sampel kawat minimal 60cm, sementara untuk kawat ortodonti tidak mencukupi.

Berdasarkan hasil penelitian terdapat pengaruh perendaman kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi dalam saliva buatan. Dari data hasil penelitian yang telah dilakukan analisa data menunjukkan bahwa perbedaan pada tiap kelompok signifikan. Hal ini berarti bahwa pengaruh UTS pada kelompok kontrol, kelompok perlakuan 1 sampai kelompok 6 bermakna. Hasil penelitian yang menunjukkan hasil yang signifikan kemungkinan dipengaruhi oleh lamanya perendaman dalam saliva buatan. Semua kelompok kontrol direndam dalam saliva buatan dengan pH normal yakni mengasumsikan suhu rongga mulut.

Kelompok kontrol yang direndam dengan saliva buatan dengan pH normal juga mengalami penurunan UTS. Saliva merupakan cairan eksokrin yang terdiri dari 94%-99,5% air, bahan organik dan bahan anorganik. Komponen anorganik dari saliva antara lain Na^+ , K^+ , Ca^{2+} , Mg^{2+} , Cl^- , SO_4^{2-} , H^+ dan HPO_4^{2-} . Ion klorida (Cl^-) tersebut dapat merusak lapisan oksida pada permukaan kawat. Pada kawat NiTi termal terdapat barrier pertahanan kawat yang mencegah terjadinya pelepasan kawat yaitu titanium oksida (TiO_2). Ion klorida tersebut akan berikatan dengan ion oksida pada permukaan kawat. Hal tersebut menyebabkan pelepasan ion logam penyusun kawat seperti, besi, nikel, kromium, molibdenum dan titanium yang merupakan elemen penting yang berperan menentukan kualitas kawat. Adanya pelepasan ion logam yang mengakibatkan penurunan besar UTS pada kelompok kontrol yang seharusnya tidak mengalami penurunan besar UTS juga berkemungkinan dapat menyebabkan perbedaan hasil penelitian tidak bermakna. Salah satu ion logam penyusun kawat yang mempunyai kecenderungan tinggi untuk terlepas yaitu ion

nikel. Ion nikel mudah terlepas dari kawat karena struktur atom nikel tidak terikat dengan kuat pada senyawa intermetalik. Pada penelitian sebelumnya menyebutkan bahwa pelepasan ion-ion logam pada kawat Australia dan stainless steel yang direndam dengan saliva buatan menunjukkan pelepasan ion yang paling tinggi adalah ion nikel. Ion nikel berperan sebagai bahan yang berguna dalam memberikan kelenturan pada kawat dan tahan terhadap panas. Pelepasan ion-ion logam pada penggunaan kawat ortodonti merupakan suatu keadaan yang sulit dicegah karena sulitnya menemukan material yang sangat stabil. Terlepasnya beberapa ion-ion logam penyusun kawat ortodontik dalam waktu tertentu menyebabkan perubahan sifat fisik dan mekanis kawat karena terdegradasinya material penyusun kawat ortodonti tersebut. Pelepasan ion-ion logam penyusun kawat ortodontik dalam jangka waktu yang lama mengakibatkan permukaan kawat menjadi kasar, melemahkan pemakaian kawat ortodonti yang disebabkan karena menurunnya kualitas kawat, perubahan warna pada jaringan lunak di sekitarnya dan reaksi alergi pada beberapa pengguna kawat ortodonti. Pada perawatan ortodonti cekat tahap awal yang perlu diperhatikan dalam pemilihan kawat adalah ukuran diameter kawat, bentuk kawat, dan komposisi bahan penyusun kawat. Kawat yang sesuai untuk perawatan ortodonti tahap awal adalah kawat yang memiliki sifat kekakuan minimum dan defleksi maksimum. Ketika terjadi pelepasan ion-ion logam yang menyebabkan penurunan kualitas kawat maka sifat elastisitas kawat juga menurun. Apabila elastisitas kawat rendah maka UTS yang dihasilkan juga rendah.

Kawat thermal niti mulai terkenal dengan ciri khas memiliki suhu transformasi (temperatur akhir austenit) di atas suhu ruangan, tetapi di bawah suhu tubuh. Hal ini menyebabkan kawat menjadi lebih lunak pada suhu ruangan, namun menjadi lebih kaku pada saat di rongga mulut (Berger dan Waram, 2007).

Kawat nikel titanium memiliki kelebihan sifat *shape memory* dan superelastisitas. Sifat superelastisitas adalah kemampuan kawat untuk menahan tegangan agar tidak terjadi deformasi, kemampuan kawat copper NiTi dalam menahan regangan lebih tinggi 8-10% dibandingkan dengan kawat jenis lainnya. Kawat copper nikel titanium lebih rendah kekakuannya dan memiliki tingkat deformitas yang lebih tinggi sebelum mencapai deformasi permanen. Kawat nikel titanium banyak digunakan pada tahap awal perawatan ortodonti (initial archwire) dalam proses *leveling* dan

alignment. (Gurgel, 2001).

Springback adalah kemampuan kawat untuk kembali ke posisi semula atau sering disebut *elastic strain*, semakin besar kemampuan *springback* suatu kawat maka semakin besar gaya deaktivasi atau *unloading* yang dihasilkan untuk menggerakkan gigi. *Stiffness* atau defleksi adalah kelenturan kawat dalam memberikan gaya, bila nilai kekakuan rendah maka kemampuan kawat untuk memberikan gaya rendah sehingga gaya yang dihasilkan bersifat ringan dan kontiniu. *Resilience* adalah kemampuan kawat untuk menyimpan energi setelah pemberian beban dihentikan. Biokompatibilitas adalah kemampuan kawat untuk beradaptasi terhadap lingkungan di dalam rongga mulut dan ketahanan kawat terhadap korosi sehingga tidak terjadi kerusakan atau degenerasi yang menyebabkan deformasi kawat secara mikroskopis (O' Brien, 2002).

Saliva berperan dalam mempertahankan kestabilan pH dalam rongga mulut dengan kemampuan buffer untuk menetralkan asam. Saliva pada normalnya disekresi oleh kelenjar dengan pH antara 6,0-7,4 dengan rata-rata pH 6,8.

Kawat NiTi dibuat pada fase martensit stabil sehingga sesuai dengan sifat dasar dari kawat nikel titanium memiliki sifat *shape memory*, namun kawat copper niti telah disebutkan pada beberapa penelitian sebelumnya termasuk kawat copper nikel titanium dengan sifat termoe elastik atau *heat activated* dengan suhu transisi 37° C berada pada fase martensit aktif sehingga dapat berubah menjadi lebih elastis dan lebih kaku berdasarkan perubahan suhu yang menyebabkan kawat ini memiliki sifat *shape memory* dan elastisitas lebih baik dari NiTi (Eliades dan Brantley, 2016).

Kawat copper niti termasuk jenis kawat nikel titanium termoe elastik yang memiliki sistem *shape memory thermally induced*, sehingga menyebabkan kawat menjadi lebih lunak pada suhu ruangan yang lebih rendah namun menjadi lebih aktif atau kaku pada saat di rongga mulut yang memiliki suhu lebih tinggi. Sistem ini dapat memudahkan praktisi dalam pemasangan peranti dan memberikan kenyamanan pada pasien dengan mengurangi rasa sakit (Berger dan Waram, 2007).

Kawat thermal nikel-titanium pada kenaikan suhu atau pemanasan akan berubah dari fase martensit aktif yang lebih elastis menjadi fase austenit yang lebih kaku sehingga menghasilkan sifat *shape memory*, namun pada penurunan suhu kawat akan berubah dari fase austenit yang lebih kaku menjadi fase martensit (*stress induced*) yang apabila diberi beban akan menjadi lebih elastis

(Anusavice, 2013).

Efek penambahan copper sehingga kekuatan tarik besar adalah mengurangi ketergantungan dan membantu mengontrol kisaran suhu transisi. Kandungan tembaga dari kawat CuNiTi juga memungkinkan kawat ini untuk menggerakkan kekuatan yang lebih homogen dari satu sisi dari kawat yang lain, sehingga memberikan lebih cepat dan pergerakan gigi yang efisien. (Sachdeva, 2002 ; Gravina, 2013). Kawat Copper menjadi lebih elastis dan memiliki defleksi yang lebih besar, namun teori ini tidak berlaku pada kawat NiTi sehingga perbedaan defleksi kawat NiTi hanya dipengaruhi oleh sifat korosi dari saliva buatan saja. Hasil pada penelitian Nindyarani (2017) sesuai dengan penelitian yang telah dilakukan oleh Bartzela dkk. (2007) yang menunjukkan bahwa kawat dengan diameter yang sama 0,016 inci kawat copper NiTi memiliki defleksi lebih besar dibandingkan dengan kawat NiTi. Kawat NiTi dibuat pada fase martensit stabil sehingga sesuai dengan sifat dasar dari kawat nikel titanium memiliki sifat *shape memory*, namun kawat copper NiTi berada pada fase transformasi antara austenit ke martensit dan dipengaruhi oleh tekanan atau *stress induced* sehingga memiliki sifat *shape memory* seperti NiTi dengan elastisitas yang lebih baik dari kawat NiTi. Pada kawat copper NiTi apabila diberi beban akan terjadi transformasi reversibel struktur kristal dari *body centered cubic* pada fase austenit menjadi bentuk *hexagonal* pada fase martensit, hal ini yang disebut sebagai sifat superelastis (Eliades dan Brantley, 2016).

Kawat thermal nikel-titanium dengan temperatur transisi di bawah 37° C menunjukkan sifat superelastis (Singh, 2008). Berdasarkan penelitian Oktoputri dan Ardiansyah (2012) suhu 15° C berpengaruh mengurangi UTS kawat busur nikel titanium. Kawat nikel titanium apabila diberi beban gaya atau berada pada kondisi dibawah nilai temperatur transisi, akan mengalami perubahan fase menjadi fase martensit. Pada fase martensit ini akan terjadi perubahan nilai modulus elastisitas kawat (kekakuan kawat), *yield strength* dan resisten elektrik. Fase ini memiliki bentuk kristal *hexagonal lattice*. Pada fase ini juga, akibat pemberian gaya, akan terjadi perubahan bentuk struktur kristal tanpa ada perubahan bentuk kawat secara makroskopis. Proses ini disebut perubahan dari fase *twinning martensite* menjadi *detwinned martensite*. Akibat perubahan ini kawat menjadi lebih lentur (Jorma, 2011; Otto *et al*,1999; Thompson, 2009).

Kawat copper niti memiliki kekuatan tarik lebih besar dibandingkan kawat NiTi. Kawat NiTi

memiliki kekuatan tarik lebih besar dibandingkan kawat Thermal NiTi. Kawat copper niti memiliki kekuatan tarik lebih besar dibandingkan kawat thermal NiTi.

E. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil penelitian yang telah diuraikan pada bab sebelumnya, kesimpulan hasil penurunan kekuatan tarik kawat ortodonti berbahan dengan NiTi, thermal NiTi dan copper NiTi direndam dalam saliva buatan dari 30 hingga 45 hari adalah sebagai berikut:

1. Rata-rata kekuatan tarik pada kawat NiTi yang direndam dalam saliva buatan selama 30 hari sebesar 27,7 Mpa.
2. Rata-rata kekuatan tarik pada kawat NiTi yang direndam dalam saliva buatan selama 45 hari sebesar 27,12 Mpa.
3. Rata-rata kekuatan tarik pada kawat Thermal NiTi yang direndam dalam saliva buatan selama 30 hari sebesar 26,76 Mpa.
4. Rata-rata kekuatan tarik pada kawat Thermal NiTi yang direndam dalam saliva buatan selama 45 hari sebesar 27,1 Mpa.
5. Rata-rata kekuatan tarik pada kawat Copper NiTi yang direndam dalam saliva buatan selama 30 hari sebesar 25,68 Mpa.
6. Rata-rata kekuatan tarik pada kawat Copper NiTi yang direndam dalam saliva buatan selama 45 hari sebesar 29,64 Mpa.
7. Semakin lama perendaman dengan saliva buatan kekuatannya menurun pada kawat NiTi, sementara pada kawat thermal NiTi dan copper NiTi meningkat, namun lebih terlihat signifikan pada kawat copper NiTi.
8. UTS terbesar didapat dari kawat Copper NiTi yang direndam dalam saliva buatan selama 45 hari.
9. Terdapat pengaruh yang signifikan antara besar UTS dengan perendaman kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi dalam rendaman saliva buatan.
10. Terdapat pengaruh yang signifikan antara lama perendaman dalam saliva buatan dengan besar UTS.
11. Analisis DMA cukup akurat untuk mengetahui UTS suatu kawat.

F. SARAN

1. Berdasarkan kesimpulan hasil penelitian,

penulis memberikan saran untuk peneliti selanjutnya sebagai berikut:

2. Dilakukan penelitian lebih lanjut pada mahasiswa Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya dengan sampel kawat yang lebih variatif.
3. Dilakukan penelitian perendaman dalam larutan yang berbeda antara satu sampel dengan sampel lainnya.
4. Dilakukan penelitian pada suhu yang lebih rendah maupun lebih tinggi untuk mengetahui efek besar kekuatan tarik kawat.

DAFTAR PUSTAKA

1. Amerongen AVN, Michels LFE, Roukema PA, Veeman ECL. 1991. Ludah dan Kelenjar Ludah Arti Bagi Kesehatan Gigi Abyono R, editor. Yogyakarta : Gajah Mada University Press
2. Andreasen, G., Heilman, H., and Krel, D., 1985. Stiffness Changes in Thermodynamic Nitinol with Increasing Temperature, Iowa. *Angel Orthod*, 55(2): 120-6.
3. Angela M, Almeida P, Maria A, *et al.* Journal Contemporary Dental Practice: Saliva composition and function: A comprehensive review. 2009. 9(3): 5-2 [Internet] URL: <http://oralpathol.dlearn.kmu.edu.tw/case/Journal%20reading-intern-08-04/Saliva-function-composition-J%20Contemp%20Dent%20Pract-2008.pdf> . Diakses pada tanggal 28 Desember 2017.
4. Anusavice, K.J., Shen, C., Rawls, H.R., 2013, *Phillip 's Science of Dental Materials 12th Edition*, Elsevier, Missouri.
5. Apurva, M., Gog, X.Y., Imbeni, V. 2007. *Endovascular Stent Using Insitu Synchrotron X-ray*, Wiley-Vch Verlag GmbH & Co.
6. Askeland., D. R., 1985, "The Science and Engineering of Material", Alternate Edition, PWS Engineering, Boston, USA
7. Bahirrah, S. 2004. Pergerakan Gigi Dalam Bidang Ortodonsia Dengan Alat Bantu Cekat. *Artikel, Bagian Ortodonsia Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Sumatra Utara*.
8. Bartzela, T.N., Senn, C., Wichelhaus, A., 2007, Load-Deflection Characteristics of Superelastic Nickel-Titanium Wires, *Angle Orthodontist*, 77 (6): 991-998.
9. 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.
10. Berger, J., Waram, T., 2007, Force Level of Nickel Titanium Initial Archwires, *Journal of Clinical Orthodontist*, 41 (5): 286-292.
11. Bishara, Samir E. 2001. *Textbook of Orthodontics*. Philadelphia: Elsevier: 214-215.
12. Brantley, W.A. and Eliades, T. 2001. *Orthodontic material: scientific and clinical aspects*. Germany: Stuttgart. 288 : 77-105.
13. Callister, ED. Jr., 1983, *Materials Science and Engineering An Introduction*, Mc. Graw Hill, New York.
14. 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
15. Ronald L., John M. 2012. Craig' s Restorative Dental Materials, 13th edition. Department of Restorative Dentistry and Biomaterials UTHealth School of Dentistry. The University of Texas Health Science Center at Houston : Elsevier.
16. David W. 2009. *Salivary Diagnostic*. Wiley-Blackwell
17. Dieter, E. George, 1993, "Metalurgi Mekanik" , Jakarta: PT. Gelora Aksara Pratama.
18. Dumitrescu, Alexandrina L. 2010. *Etiology and Pathogenesis of Periodontal Disease*. Springer: Norway.
19. Efendi M., Bambang S., Bintang A., Adnyana. 2012. Pengaruh *Solution Annealing* Dan *Aging* Pada Kawat Paduan *Shape Memory Ni-Ti* Dan *Ni-Ti-Cu*. Pusat Penelitian Metalurgi-LIPI. Tangerang.
20. Eliades, T., Brantley, W. 2016. *Orthodontic Applications of Biomaterials*, Woodhead Publishing, UK. h. 8-9.
21. 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
22. Graber, T.M., and Vanarsdall, R.I. 2000. *Orthodontics Currents Principles and Techniques*. 3rd ed. Mosby, Inc. A

- Harcourt Health Sciences Co, 318.
23. Gravina, M.A., Brunharo, I.H.V.P., Canavarro, C., Elias, C.N., Quintao, C.C.A., 2013, Mechanical Properties of NiTi and CuNiTi Shape-Memory Wires Used in Orthodontic Treatment Part 1: Stress-Strain Tests, *Dental Press Journal Orthodontic*, 18 (4): 35-42.
 24. Gurgel, J.E., Kerr, S., Powers, J., LeCrone, 2001, Force-Deflection Properties of Superelastic Nickel-Titanium Archwires, *American Journal of Orthodontic Dentofacial Orthopedic*, 120 (4): 378-382.
 25. Guyton, A. C., Hall, J.E. 2008. Buku Ajar Fisiologi Kedokteran. Alih Bahasa : Irawati dll. Cetakan-1. EGC. Jakarta. Hal.835-836.
 26. Hajime Shudo. Uchidarokakuho. 1983. Material Testing (Zairyuu Shiken).
 27. Huang, H.H., Chiu, Y.H., Lee, T.H., *et al.* 2003. *Ion release from NiTi orthodontic wires in artificial saliva with various acidities*. *Biomaterials*. 24(92) :3585.
 28. Jorma, P. Oktober 4, 2011. Homepage of Oulu University Library. Review and Literature: Fundamental Characteristics of Nickel-Titanium Shape Memory Alloy. <http://herkules oulu.fi/isbn9514252217/html>.
 29. Calvin J. 2017. Analisis Pelepasan Ion Nikel Dan Kromium Pada Kawat Thermal Nikel Titanium Yang Direndam Dengan Air Kelapa Hijau (*Cocos nucifera var. Viridis*). Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember. Jember.
 30. Keskin, Suleyman Bahadir, Mustafa Sahmaran, Ismail Ozgur Yaman, and Mohamed Lachemi. 2014. "Correlation Between The Viscoelastic Properties and Cracking Potential of Engineered Cementitious Composites." *Construction and Building Materials* 71: 375-83.
 31. Lawrence H. Van Vlack, 1995, *Ilmu dan Teknologi Bahan*, edisi kelima (penerjemah Sriati Djaprie), Erlangga, Jakarta.
 32. Lombardor, L., Marafioti, M., Stefanoni, F., Mollica, F., Siciliani, G. 2012. *Load Deflection Characteristic and Force Level of Nickel Titanium Initial Archwires*. *Angle Orthodontist Journal*. 82 (3): 507-521.
 33. Macknight-Hane, Whitford GM. 1992. *Fluoride release from three glass ionomer materials and the effect of varnishing with or without finishing*. *Caries Res* 26, 345-350.
 34. Menard, Kevin. 1999. *Dynamic Mechanical Analysis: A Practical Introduction*. Crc Press.
 35. Menard, Kevin. 2008. *Dynamic Mechanical Analysis: A Practical Introduction*. Crc Press.
 36. Nindyarani. 2017. *Perbandingan Defleksi Kawat Ortodonti Biostarter Dan Kawat Nikel Titanium Superelastik (Kajian In Vitro)*. Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jenderal Soedirman. Purwokerto.
 37. O' Brien, W.J., 2002, *Dental Material and Their Selection*, 3rded., Quintessence Pub.Co. Canada, 271-85.
 38. O' Brien, W.J., 2002, *Dental Material and Their Selections Third Edition*, Quintessences Publishing, Chicago. h. 57.
 39. Otto, B., Rollinger, J., Burger, A. 1999. *An Evolution of the Transition Temperature Range of Superelastic Orthodontic Niti Springs Using Differential Scanning Caloringmetri*. *Euro J. Orthod*. 21: 497-502.
 40. Phillips, R.W. 2003. *Skinner's science of dental materials*. Ed 11. Philadelphia, London, Toronto: WB Saunders Company.
 41. Phulari, B.S., 2011, *Orthodontics Principles and Practice*, Jaypee Brothers Medical Publishers, London. h. 5, 404.
 42. Premkumar, S., 2008, *Prep Manual for Undergraduates Orthodontics*, Reed Elsevier, New Delhi. h. 2-3.
 43. Rahardjo, P. 2012. *Ortodonti Dasar*. Surabaya: Airlangga University Press.
 44. Sachdeva R. 2002. *Sure-smile: technology-driven solution for orthodontics*. *Tex Dent J* 119:608-15.
 45. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. 2001. *Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part I: temperature transitional ranges*. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119:587-93.
 46. Schmaltz G, Arenholt-Bindslev D. 2009. *Biocompatibility of Dental Materials*. Berlin: Springer-Verlag; p. 224-5.
 47. Sherwood, L. 2001. *Fisiologi Manusia*. Alih Bahasa: Brahm U. Pendit. Ed-2. EGC. Jakarta. Hal.545-548.
 48. Singh, G. 2007. *Textbook of orthodontics 2nd ed*. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers; p. 325-336.

49. Singh, G., 2007, *Textbook of Orthodontics*, Jaypee Brothers Medical Publisher, India. h. 332.
50. Subramani, Kathikeyan, Waqar Ahmed, James K. Hartsfield. 2012. *Nanobiomaterial in Clinical Dentistry*. Elsevier: USA
51. Thomson, S.A. 2000. *An Overview of Nickel-Titanium Alloys Used in Dentistry*. *Int Endo J*. 297-310.
52. William JK, Cook PK, Isaacson KG, Thom AK. 2000. *Prinsip dan Praktik Alat-alat Ortodonti Cekat*. Jakarta : Penerbit Buku Kedokteran EGC : 1-8.
53. Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Yamamoto M, Kuroda T. *Bending properties and transformation temperatures of heat treated Ni-Ti alloy wire for orthodontic appliances*. *J Biomed Mater Res* 1993; 27:399-402.
54. William D. Callister Jr. John Wiley&Sons. 2004. *Material Science and Engineering: An Introduction*.
55. William Nash. 1998. *Strength of Materials*. Schaum's Outlines.