



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

SKRIPSI

**UNTUK MEMENUHI PERSYARATAN
MEMPEROLEH GELAR SARJANA**

OLEH:

**FITYA NADHILA QISTHI
155070401111016**

**PROGRAM STUDI SARJANA KEDOKTERAN GIGI
FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
MALANG
2019**





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

SKRIPSI

**UNTUK MEMENUHI PERSYARATAN
MEMPEROLEH GELAR SARJANA**

OLEH:

**FITYA NADHILA QISTHI
155070401111016**

**PROGRAM STUDI SARJANA KEDOKTERAN GIGI
FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
UNIVERSITAS BRAWIJAYA**

**MALANG
2019**





PERNYATAAN ORISINALITAS SKRIPSI

Saya menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa sepanjang pengetahuan saya, di dalam naskah skripsi ini tidak terdapat karya ilmiah yang pernah diajukan oleh orang lain untuk memperoleh gelar akademik di suatu perguruan tinggi, dan tidak terdapat karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan dalam sumber kutipan dan daftar pusaka.

Apabila ternyata di dalam naskah skripsi ini dapat dibuktikan unsur-unsur plagiasi, saya bersedia skripsi ini digugurkan dan gelar akademik yang telah saya peroleh SARJANA dibatalkan, serta diproses sesuai dengan peraturan perundang-undangan yang berlaku (UU No. 20 Tahun 2003, Pasal 25 ayat 2 dan Pasal 70).

Malang, 05 Januari 2019

Yang menyatakan,

Fitya Nadhila Qisthi

155070401111016

ABSTRAK

Fitya Nadhila, Qisthi, 155070401111016, Program Studi Sarjana Kedokteran Gigi, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya, Malang, 11 Januari 2019, “**Analisis Kekuatan Tarik Pada Kawat NiTi SE, Thermal NiTi dan Copper NiTi Yang Direndam Dalam Saliva Buatan**”, Tim Pembimbing: drg. Neny Roeswahjuni, Sp.Ort.

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:** Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menganalisis kekuatan tarik kawat NiTi, Thermal NiTi, Copper NiTi dalam rendaman saliva buatan dan pengaruh lama perendaman dalam saliva buatan terhadap kekuatan tarik. **Metode:** Ketiga sampel kawat direndam dalam saliva buatan dalam 30 dan 45 hari, lalu di uji menggunakan alat DMA. **Hasil:** terdapat pengaruh lama perendaman kawat dalam saliva buatan. **Kesimpulan:** Kadar kekuatan tarik terkecil terdapat pada kawat NiTi, sedangkan kadar kekuatan tarik terbesar terdapat pada kawat Copper NiTi.

Kata kunci: Kawat NiTi, Thermal NiTi, Copper NiTi, saliva buatan, kekuatan tarik.

ABSTRACT

Fitya Nadhila Qisthi, 155070401111016, Dentistry Faculty of Brawijaya University Malang, 11th Jan 2019. **“Tensile Strength Analysis of NiTi SE, Thermal NiTi and Copper NiTi Wire Soaked in Artificial Saliva”**, Supervisor: drg. Neny Roeswahjuni, Sp.Ort.

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. **Objective:** 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. **Result:** there is an influence of the length of immersion wire in artificial saliva. **Conclusion:** the smallest tensile strength is found in NiTi wire, while the largest tensile strength is found in Copper NiTi wire.

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

KATA PENGANTAR

Segala puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT yang telah memberi ridho, petunjuk serta hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul "Pengaruh Perendaman Kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi Dalam Saliva Buatan Terhadap Besar *Ultimate Tensile Strength* (UTS)" dapat diselesaikan tepat pada waktunya.

Penulis menyadari bahwa skripsi ini tidak dapat terselesaikan tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak. Oleh karena itu, penulis mengucapkan banyak terima kasih kepada:

1. drg. R. Setyohadi, M.S selaku Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya.
2. drg. Yuliana Ratna Kumala, Sp.KG selaku Kepala Program Studi Sarjana Kedokteran Gigi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya
3. drg. Neny Roeswahjuni, Sp. Ort selaku dosen pembimbing pertama dan pembimbing satu-satunya yang telah meluangkan waktu, tenaga, dan pikiran dalam memberikan masukan dan bimbingan kepada penulis sehingga skripsi ini dapat terselesaikan.
4. drg. Lalita El Milla, M.Si selaku penguji I dan drg. Prasetyo Adi, MS selaku penguji II yang sudah senantiasa meluangkan waktu, tenaga dan pikiran dalam menguji skripsi ini.
5. Seluruh Dosen dan Staff Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya atas segala ilmu yang telah diberikan kepada penulis.
6. Keluarga penulis yang selalu memberikan doa, motivasi, serta dorongan setiap harinya, Papa Adri, Mama Zelfiani, Kakak Shabrina Aulannisa, Adik Nujjiyya Layla Maghfira.
7. Teman-temanku (Andira, Chynta, Fizka, Riacus, Dini, Rina, Yola, Nana, Nanda, Shofi, Syifa, Enjang, Dita, dll) yang memberi semangat dan motivasi bagi penulis.
8. Teman kelompok satu dosen pembimbing, Firda Nirmala yang selalu memberikan semangat, kekompakan, masukan, serta kesetiaan.
9. Seluruh teman-teman Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya angkatan 2015.



10. Semua pihak yang telah mendukung penulis, yang tidak dapat penulis sebutkan satu-persatu.

Semoga Allah SWT senantiasa melimpahkan rahmat-Nya dan membalas semua amal kebaikan mereka. Walaupun penulis telah mencurahkan segala usaha demi kesempurnaan tugas skripsi ini, penulis menyadari bahwa penulisan skripsi ini masih jauh dari kata sempurna karena keterbatasan kemampuan dan pengalaman penulis. Oleh karena itu, segala kritik dan saran yang membangun merupakan masukan yang sangat berarti demi penyempurnaan karya selanjutnya. Akhir kata, semoga skripsi ini dapat bermanfaat untuk pengembangan pengetahuan khususnya dalam bidang kedokteran gigi.

Malang, 11 Januari 2019

Penulis



DAFTAR ISI

Halaman

Halaman Judul..... i

Halaman Pengesahan ii

Halaman Persetujuan iii

Pernyataan Orisinalitas Skripsi iv

Abstrak v

Abstract vi

Kata Pengantar vii

Daftar Isi ix

Daftar Tabel xii

Daftar Gambar xiii

Daftar Singkatan xiv

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang 1

1.2 Rumusan Masalah 5

1.3 Tujuan Penelitian 5

 1.3.1 Tujuan Umum 5

 1.3.2 Tujuan Khusus 5

1.4 Manfaat Penelitian 6

 1.4.1 Manfaat Akademik 6

 1.4.2 Manfaat Praktis 6

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Kekuatan Tarik 9

2.2 Kawat Ortodonti 13

2.3 Nikel Titanium 17

2.4 Thermal Nikel Titanium 17

2.5 Copper Nikel Titanium 20

2.6 Saliva 20

 2.6.1 Definisi 21

 2.6.2 Komponen Saliva 22

 2.6.3 Fungsi Saliva 23

2.7 Saliva Buatan 27

 2.7.1 Saliva Buatan dalam Kedokteran Gigi 27

2.8 Komponen Saliva Buatan 27



2.9	Pengukuran Kekuatan Tarik	27
2.9.1	Analisis DMA	27

BAB III KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS

3.1	Kerangka Konsep Penelitian	31
3.2	Penjelasan Kerangka Konsep Penelitian	32
3.3	Hipotesis Penelitian.....	32

BAB IV METODE PENELITIAN

4.1	Rancangan Penelitian	33
4.2	Sampel Penelitian	33
4.2.1	Estimasi Jumlah Pengulangan	34
4.3	Variabel Penelitian.....	35
4.3.1	Variabel Bebas.....	35
4.3.2	Variabel Terikat	35
4.4	Lokasi dan Waktu Penelitian.....	35
4.5	Bahan dan Alat/Instrument Penelitian.....	35
4.6	Definisi Operasional	36
4.7	Prosedur Penelitian/Pengambilan Data	38
4.7.1	Perendaman Kawat.....	38
4.7.2	Perhitungan Besar Kekuatan Tarik	38
4.8	Analisis Data.....	39
4.9	Alur Penelitian.....	41

BAB V HASIL DAN PEMBAHASAN

5.1	Hasil Penelitian Kekuatan Tarik.....	43
5.1.1	Kekuatan Tarik pada kawat NiTi 30 hari dan 45 hari	43
5.1.2	Kekuatan Tarik pada kawat Thermal NiTi 30 hari dan 45 hari	44
5.1.3	Kekuatan Tarik pada kawat Copper NiTi 30 hari dan 45 hari.....	45
5.2	Analisis Data	46
5.2.1	Uji Normalitas.....	47
5.2.2	Uji Homogenitas.....	48
5.2.3	Two Way Anova.....	48
5.2.4	Post Hoc Test.....	49
5.2.5	Analisis Regresi	50
5.3	Pembahasan.....	52

BAB VI PENUTUP



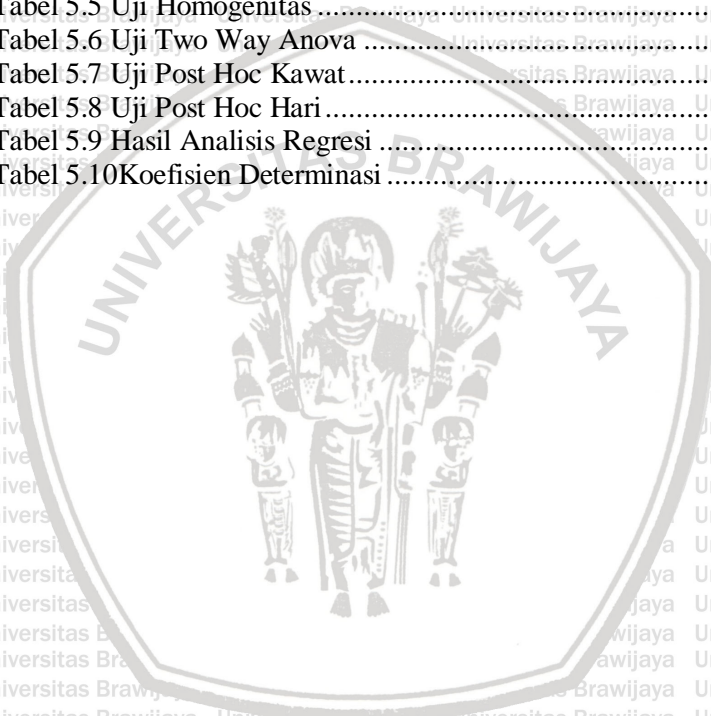
6.1. Kesimpulan.....	61
6.2. Saran.....	62

DAFTAR PUSTAKA.....	63
LAMPIRAN.....	71



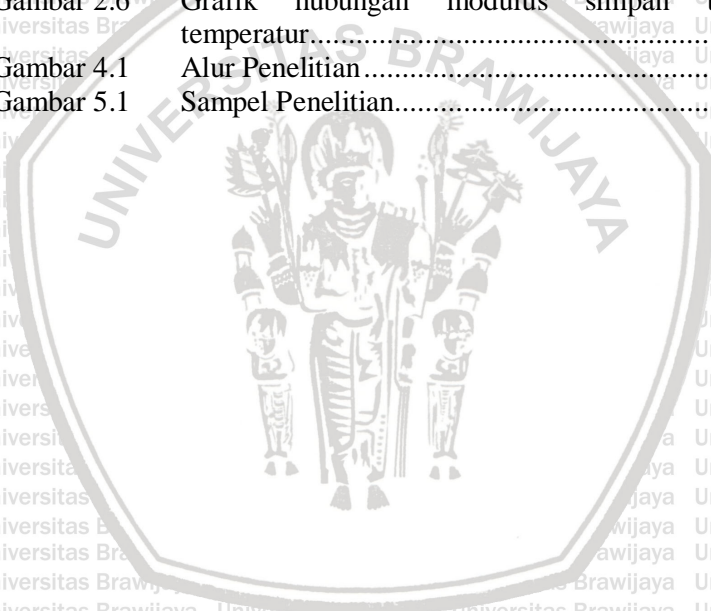
DAFTAR TABEL

No.	Judul Tabel	Halaman
Tabel 2.1	Komposisi kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi	16
Tabel 5.1	Kekuatan Tarik pada kawat NiTi	43
Tabel 5.2	Kekuatan Tarik pada kawat Thermal NiTi	44
Tabel 5.3	Kekuatan Tarik pada kawat Copper NiTi	45
Tabel 5.4	Uji Normalitas	47
Tabel 5.5	Uji Homogenitas	48
Tabel 5.6	Uji Two Way Anova	48
Tabel 5.7	Uji Post Hoc Kawat	49
Tabel 5.8	Uji Post Hoc Hari	50
Tabel 5.9	Hasil Analisis Regresi	50
Tabel 5.10	Koefisien Determinasi	51



DAFTAR GAMBAR

No.	Judul Gambar	Halaman
Gambar 2.1	Kurva tegangan regangan teknis.....	10
Gambar 2.2	Diagram <i>stress</i> terhadap <i>strain</i> suatu material secara umum.....	11
Gambar 2.3	Fase martensit-austenit r phase dari kristal atom kawat NiTi thermal	20
Gambar 2.4	Rasio tegangan regangan.....	28
Gambar 2.5	Hubungan dari tegangan sinusoidal terhadap regangan yang dihasilkan	29
Gambar 2.6	Grafik hubungan modulus simpan terhadap temperatur.....	29
Gambar 4.1	Alur Penelitian.....	41
Gambar 5.1	Sampel Penelitian.....	43



DAFTAR SINGKATAN

- DMA : *Dynamic Mechanical Analysis*
 UTS : *Ultimate Tensile Strength*
 NiTi : Nikel Titanium
 Thermal NiTi : Thermal Nikel Titanium
 Copper NiTi : Copper Nikel Titanium
 pH : Pangkat Hidrogen atau *Power of Hydrogen*
 Ig G : Immunoglobulin G
 Ig A : Immunoglobulin A



BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

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 (Premkumar, 2008). 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 (Phulari, 2011).

Peranti ortodonti cekat memiliki tiga komponen utama, yaitu lekatan (*attachment*) berupa breket (*bracket*) atau cincin (*band*), kawat busur (*archwire*) dan aksesoris (*auxiliaries*) berupa elastomerik atau modul (Rahardjo, 2012). Kawat busur merupakan salah satu komponen aktif dari peranti ortodontik yang dapat menghasilkan berbagai pergerakan gigi, seperti pergerakan *tipping*, keseluruhan, rotasi dan vertikal (Phulari, 2011).

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 (Singh, 2007).

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 (Graber T, 2000). 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 (Apurva et al., 2007). Pada beberapa perawatan kasus maloklusi kawat nikel titanium banyak digunakan sebagai kawat awal (*initial archwire*) (O'Brien WJ, 2002). 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). 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 (Gurgel, 2001).

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 (William J.K., 2000). *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 elektrokimiawi 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 (Chaturvedi dan Upadhayay, 2010).

1.2 Rumusan Masalah

- 1) Bagaimana kekuatan tarik kawat NiTi, Thermal NiTi, dan Copper NiTi dalam rendaman saliva buatan?
- 2) Apakah terdapat pengaruh lama perendaman dalam saliva buatan terhadap kekuatan tarik pada kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi?

1.3 Tujuan Penelitian

1.3.1 Tujuan Umum

- 1) Untuk menganalisis kekuatan tarik kawat NiTi, Thermal NiTi, Copper NiTi dalam rendaman saliva buatan
- 2) Untuk mengetahui pengaruh lama perendaman dalam saliva buatan terhadap kekuatan tarik pada kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi

1.3.2 Tujuan Khusus

- 1) Untuk mengetahui kekuatan tarik pada kawat NiTi dalam rendaman saliva buatan selama 30 dan 45 hari
- 2) Untuk mengetahui kekuatan tarik pada kawat Thermal NiTi dalam rendaman saliva buatan selama 30 dan 45 hari

3) Untuk mengetahui kekuatan tarik pada kawat Copper NiTi dalam rendaman saliva buatan selama 30 dan 45 hari

1.4 Manfaat Penelitian

1.4.1 Manfaat Akademis

- 1) Hasil dari penelitian ini diharapkan dapat memberikan informasi tentang pengaruh perendaman terhadap kekuatan tarik pada kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi
- 2) Menambah khazanah ilmu pengetahuan terutama dibidang kedokteran gigi pada umumnya, bidang ortodonsia dan material kedokteran gigi yang berkaitan dengan pengaruh perendaman kawat dalam saliva buatan terhadap kekuatan tarik pada kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi
- 3) Dapat menjadi pertimbangan bagi para klinisi untuk mencari alternatif bahan kawat yang kekuatan tarik paling bagus.
- 4) Dapat menjadi bahan pertimbangan bagi penulisan karya ilmiah atau penelitian selanjutnya.

1.4.2 Manfaat Praktis

- 1) Menambah pengetahuan masyarakat tentang kekuatan tarik pada kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi dalam saliva buatan
- 2) Memberikan informasi kepada pengguna kawat ortodonti untuk pertimbangan rutinitas kontrol setiap bulan
- 3) Memberikan pertimbangan bagi ortodontis kapan waktu yang tepat dalam melakukan pergantian kawat

4) Memberikan pengetahuan dalam memilih jenis kawat yang akan digunakan dalam melakukan perawatan ortodonti dengan alat cekat sesuai tujuan perawatan.



BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Kekuatan Tarik

Kekuatan tarik atau kekuatan tarik maksimum (*ultimate tensile strength*) adalah beban maksimum dibagi luas penampang awal benda uji. Kekuatan tarik dapat dibaca dari kurva tegangan regangan yang merupakan hasil dari pengujian tarik (William, 1998).

Stress atau tegangan didefinisikan sebagai perubahan gaya terhadap luas penampang daerah yang dikenai gaya tersebut (Van Vlack, 1991). Dalam satuan internasional, *stress* memiliki lambang S dan satuan N/m^2 . Gaya yang bekerja pada benda menyebabkan terjadinya perubahan ukuran benda. Pengaruh vektor gaya terhadap sumbu x menghasilkan besaran *tensile stress* dengan lambang σ_x . Indeks x menyatakan arah vektor gaya. Pengaruh gaya terhadap sumbu y dan sumbu z menghasilkan momen yang disebut besaran *shear stress*. Untuk sumbu y , shear stress dilambangkan σ_{xy} , sedangkan sumbu z dilambangkan σ_{xz} .

Hubungan antara besaran-besaran tersebut dapat dirumuskan sebagai berikut: $S = \partial F \partial A = \sigma_x i + \sigma_{xy} j + \sigma_{xz} k$ $\sigma_x = \partial F_x \partial A$ dengan i, j, k adalah vektor satuan untuk masing-masing sumbu (William dkk, 2004).

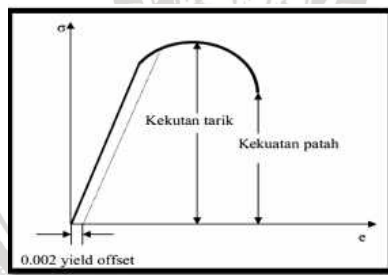
Strain atau regangan didefinisikan sebagai perbandingan perubahan panjang benda terhadap panjang mula-mula akibat suatu gaya dengan arah sejajar perubahan panjang tersebut (Van Vlack,

1991). Dalam satuan internasional, strain memiliki lambang ϵ dengan satuan mm/mm atau %. $\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{L - L_0}{L_0}$ dengan ΔL adalah perubahan panjang benda dan L_0 adalah panjang benda mula-mula.

Benda padat yang dikenai gaya akan mengalami perubahan ukuran.

Jika gayanya berupa gaya tarik maka benda akan memanjang, sebaliknya jika gayanya adalah gaya tekan, maka benda akan memendek. Hal ini terjadi jika ukuran benda dimensi panjangnya jauh lebih besar dari lebarnya. Sementara jika ukuran panjang dan lebar suatu benda hampir sama maka akibat adanya gaya akan mengakibatkan terjadinya regangan geser (William dkk, 2004).

Kurva tegangan-regangan teknis merupakan kurva yang menampilkan hubungan antara tegangan dan regangan dimana luas penampang yang digunakan adalah luas penampang awal.



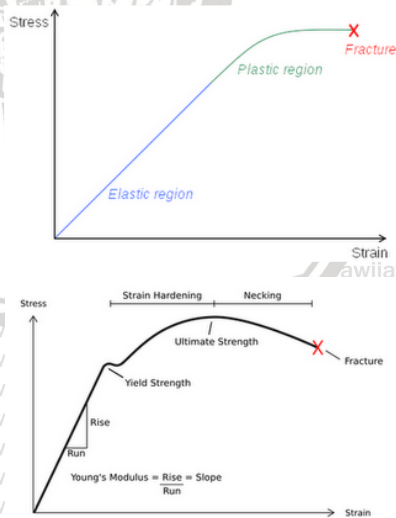
Gambar 2.1 Kurva tegangan-regangan teknis

Tegangan yang didapat dari kurva tegangan teoritik adalah tegangan yang membujur rata-rata dari pengujian tarik. Tegangan tersebut diperoleh dengan cara membagi beban (P_{max}) dengan luas penampang awal benda uji (A_0). Regangan yang didapatkan adalah regangan linier rata-rata yang diperoleh dengan cara membagi

perpanjangan benda uji (ΔL) dengan panjang awal (L_0) (William dkk, 2004).

Kekuatan tarik (*tensile strength*) atau kekuatan tekan (*compressive strength*) menyatakan ukuran besar gaya yang diperlukan untuk mematahkan atau merusak bahan (William dkk, 2004).

Diagram antara *stress* (tegangan) dan *strain* (regangan) dapat digunakan untuk menentukan sifat mekanik dari suatu bahan. Diagram tersebut menggambarkan perubahan *stress* terhadap *strain* bila benda dikenai suatu gaya. Pada titik tertentu akan terjadi deformasi struktur benda yaitu pada titik dengan tanda X. Diagram umum *stress* terhadap *strain* suatu material dapat dilihat pada gambar (Zairyou, 1983).



Gambar 2.2 Diagram *stress* terhadap *strain* suatu material secara umum.

Hukum Hooke menyatakan bahwa strain berbanding lurus dengan stress dan hukum ini dipenuhi oleh benda padu daerah elastis. Jika bahan ditarik oleh suatu gaya pada daerah elastis, maka benda tersebut akan mengalami perubahan ukuran, kemudian setelah gaya dihilangkan maka benda akan kembali pada keadaan semula (Callister, 1983).

Tegangan yang lebih tinggi (melewati batas elastis), terjadi pergeseran tetap atom-atom dalam suatu bahan disamping regangan elastik. Regangan tetap ini tidak mampu kembali pada keadaan semula ketika tegangan ditiadakan. Regangan ini disebut regangan plastis (*plastic strain*). Pada daerah plastis, ukuran benda tidak dapat kembali seperti semula apabila gaya telah dihilangkan. Grafik stress terhadap strain pada daerah elastis adalah linier sedangkan pada daerah plastis menunjukkan harga maksimum *ultimate strength*. Harga slope grafik linier dinyatakan sebagai *modulus Young*. Luas daerah total dari kurva menyatakan harga *modulus of toughness*, sedangkan luas daerah elastis menyatakan harga *modulus of resilience*. *Modulus of toughness* (ketangguhan) didefinisikan sebagai energi total yang diserap oleh benda tiap satu satuan volume hingga terjadi deformasi struktur (patah atau robek). *Modulus of resilience* didefinisikan sebagai energi yang diserap oleh benda tiap satu satuan volume pada daerah elastis. Kedua besaran ini berpengaruh pada kerja benda yang pada umumnya berada pada daerah elastis (Lawrence, 1995).

Ultimate tensile strength adalah gaya maksimum kawat dapat menahan sebelum bahan tersebut mulai melemah dan putus.

Hal ini sesuai dengan puncak kurva gaya defleksi. Bagian dari kurva gaya defleksi dari *elastic limit* menuju *ultimate tensile strength* dinamakan *plastic range*. Sejauh mana suatu kawat tersebut kembali ke bentuk aslinya ketika didefleksikan ke *plastic range* sesuai dengan pegasnya. Sebuah kawat dengan *plastic range* yang panjang akan lebih *formable*, yang berarti dapat ditekuk beberapa kali tanpa mengalami putus. Jika kawat didefleksikan melewati *ultimate tensile strength* akan menyebabkan kawat tersebut putus (Bishara, 2001).

2.2 Kawat Ortodonti

Kawat ortodonti adalah salah satu komponen aktif dari alat ortodonti cekat. Alat ortodonti cekat meliputi beberapa komponen dasar yaitu braket, *band*, dan kawat busur. Kawat busur memiliki fungsi aktif menerapkan gaya pada gigi supaya gigi bisa bergerak dan pasif untuk menahan gaya (Isaacson, 2000).

Selain beberapa kelebihan memakai peranti cekat, terdapat beberapa kekurangan antara lain dapat menyebabkan bakteri lebih mudah berkembang biak dan bakteri tersebut dapat melekat leluasa di tempat tersembunyi pada komponen alat ortodonti cekat (Subramani, 2012).

Archwire / kawat busur merupakan peranti ortodonti cekat yang menyimpan energi dari perubahan bentuk *archwire* menggambarkan suatu cadangan gaya yang kemudian dapat dipakai untuk menghasilkan gerakan gigi.

Sebagian besar biomaterial dalam perawatan ortodonti, digunakan dapat memberikan permukaan tambahan bagi banyak mikroorganisme untuk dapat menempel dan membentuk biofilm.

Biofilm adalah lapisan basal tipis pada substrat yang menempel pada permukaan gigi dan terdiri dari kumpulan bakteri yang melekat di suatu permukaan dan diselimuti oleh pelekat karbohidrat yang dikeluarkan oleh bakteri (Dumitrescu, 2010).

Kawat ortodonti pada alat cekat akan selalu berkontak dengan saliva dan jaringan rongga mulut. Pada lingkungan rongga mulut, kawat yang digunakan dalam perawatan ortodonti berpotensi mengalami korosi atau pelepasan elemen logam penyusun *alloy*. Hal ini dapat terjadi karena pengaruh perubahan suhu, mikroflora, enzim rongga mulut dan perubahan keasaman (pH) saliva (Brantley dan Eliades, 2001 ; Hsiung Huang dkk., 2003). Elemen logam yang terlepas dari *alloy* akan bereaksi secara kimia dengan elemen nonlogam membentuk suatu ikatan logam yang dapat merusak struktur logam itu sendiri sehingga berpengaruh terhadap kualitas, estetika, bentuk fisik dan memperlemah kekuatan *alloy* logam (Phillips, 2003). Kualitas kawat ortodonti sangat penting dalam mekanika pergerakan gigi, penurunan kualitas kawat dapat menghambat pergerakan gigi. Pelepasan elemen logam akan meningkatkan kekasaran permukaan logam, sehingga memperbesar gaya friksi yang dapat menghambat pergerakan gigi (Bednar dkk., 1991). Ion yang terlepas dapat masuk ke dalam tubuh, menurut Eliades dan Athanasiau (2002) ion yang memiliki pengaruh paling merugikan bagi tubuh adalah ion nikel dan ion kromium. Ion yang

terlepas dapat memberikan efek biologi seperti toksisitas, alergi dan *mutagenicity*. Ion nikel paling sering menyebabkan alergi kontak (Kerosuo dkk., 1996; Schmalz dan Arenholt-Bindslev, 2009).

Saliva mengandung spesies organik dan komponen anorganik seperti ion natrium (Na^+), kalium (K^+), klorida (Cl^-), bikarbonat (HCO_3^-), kalsium (Ca^{2+}), magnesium (Mg^{2+}), hidrogen fosfat (HPO_4^{2-}), tiosianat (SCN^-) dan fluor (F^-). Menurut Siti-Triaminingsih (2000) mengatakan bahwa ion klorida (Cl^-) mempunyai mekanisme perusakan logam melalui lapisan kromium oksida yang dipergunakan sebagai pelindung terhadap korosi. Saliva merupakan cairan bufer yang baik, akan tetapi variasi derajat keasaman akan terjadi akibat asupan makanan dan minuman serta adanya aktivitas mikroba. Alat ortodonti dalam mulut akan mempengaruhi lingkungan kimia dan fisika seperti perubahan derajat keasaman, aktivitas elektrokimia, perubahan suhu, kekuatan abrasif dan mekanik, semuanya memiliki kontribusi kerusakan material bergantung pada sifat material logam atau bukan logam. Proses kerusakan material ini disebut korosi atau degradasi (Brantley dan Eliades, 2001).

Pemakaian kawat ortodonti dalam rongga mulut sangat berpotensi mengalami korosi. Lamanya kawat ortodonti berkontak dengan saliva mempengaruhi pelepasan ion logam. Pengaruh waktu perendaman terhadap pelepasan ion logam telah dilakukan banyak penelitian. Mikulewicz dkk. (2013) menunjukkan pelepasan ion logam dari alat cekat yaitu pelepasan ion nikel, kromium, kadmium, tembaga, besi, mangan, molibdenum, silikon. Konsentrasi ion

tertinggi yang terlepas terlihat pada hari pertama dengan ion logam yang lebih intensif terlepas terjadi pada ion nikel, kromium dan tembaga. Pada penelitian yang dilakukan oleh Taek Oh dan Nam Kim (2005) dengan melakukan perendaman kawat *stainless steel* dalam saliva buatan menunjukkan hasil konsentrasi ion nikel yang terlepas tertinggi pada minggu ke-12. Pelepasan ion yang terjadi dapat mempengaruhi komposisi *alloy* sehingga menurunkan kualitas kawat ortodonti. Pelepasan ion kromium dapat menurunkan ketahanan terhadap korosi karena kromium memberikan sifat tahan karat dan pelepasan ion nikel dapat menurunkan kekuatan baja tahan karat karena nikel berperan dalam meningkatkan kekuatan baja tahan karat (Martinez, 2007).

Beberapa jenis kawat ortodonti berikut ini mengandung komposisi yang berbeda-beda seperti tabel berikut : (Brantley dan Eliades, 2001)

Tabel 2.1 Komposisi kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi

Komposisi	NiTi (Nindyarani,2017)	Thermal NiTi (Kalvin, 2018)	Copper NiTi (Efendi, 2012)
Nikel (Ni)	55%	55%	41,1%
Titanium (Ti)	44-45%	43-44%	49,7%
Kobalt (Co)	<1%	1,6-3%	-
Copper (Cu)	<1%	5,64%	9,2%
Kromium (Cr)	-	0,5%	-



2.3 Nikel Titanium

Awal tahun 1960, William F. Buehler mengembangkan kawat NiTi, dalam bentuk pasar dikenal dengan Nitinol. Terdiri atas Nikel 55% dan Titanium 45%. Bila dibandingkan dengan kawat stainless steel, kawat NiTi ini memiliki modulus elastisitas yang sangat rendah. Tetapi kawat ini terdapat kelebihan yaitu fleksibilitas yang sangat tinggi dan jangkauan kerja elastisitas luas, dan pada saat aktivasi menghasilkan gaya lebih rendah dan lebih konstan pada gigi. Namun kerugian kawat ini lebih rapuh dibandingkan stainless steel, tidak dapat dibuat heliks/loop dan tidak dapat disolder atau dilas (Singh, 2007 dan Reske, 2011, Bauselos et al., 2013).

Kelebihan dari kawat ortodonti nikel titanium yaitu: (1) Pengantar gaya terendah dibandingkan kawat-kawat yang telah dijelaskan di atas. (2) *Springback* sangat baik pada lengkung, khususnya pada *superelastic alloy*. (3) *Alloy Superelastic* dapat dipanaskan oleh ortodontis untuk membentuk karakteristik penghantar gaya yang beragam. Kekurangan dari kawat ortodonti *nikel-titanium* yaitu: (1) Mahal. (2) Friksi antara braket dengan kawat tinggi setelah *beta-titanium*. (3) Kawat tidak dapat disolder dan harus disatukan dengan proses *mechanical crimping*. (4) Resistensi korosi *in vitro* terendah diantara kawat-kawat *alloy* lain.

2.4 Thermal Nikel Titanium

Perkembangan terkini dari kawat Nikel-titanium yaitu kawat Nikel titanium dengan sifat *shape memory* yang diaktivasi pada suhu tubuh. Kawat jenis ini mulai diperkenalkan dan banyak diproduksi oleh banyak perusahaan. Kawat ini lebih dikenal dengan

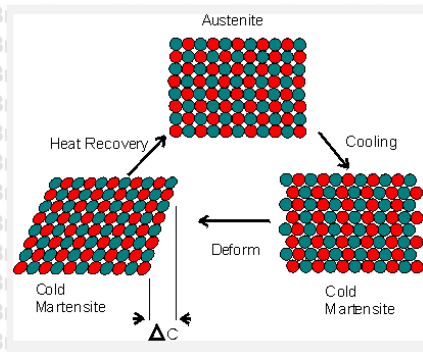
nama kawat *thermal* Nikel-titanium atau *heat activated* Nikel-titanium (O'Brien, 2002). Namun kekurangan dari kawat *thermal* Nikel titanium yaitu hanya teraktivasi dengan kondisi suhu tertentu sehingga membuat kekuatan yang dihasilkan terkadang kurang optimal dibanding dengan kawat Nikel-titanium tradisional (Berger et al, 2007:287).

Kawat *thermal* Nikel-titanium memiliki kandungan bahan 5% - 6% Copper dan 0,2% - 0,5% Chromium. Selebihnya adalah kandungan dari Nikel dan Titanium yang terdapat pada kawat. Nikel dan Titanium dalam kawat memberikan sifat superelastis, jangkauan kerja yang baik dan juga sifat *shape memory* (Jia et al., 1999; Huang et al., 2003; Ryhanen., 1997). Titanium dalam kawat juga berfungsi sebagai pembentuk lapisan oksida yang akan melindungi kawat dari korosi (Huang et al., 2003). Namun lapisan ini akan mudah terlepas pada kondisi pH yang rendah, temperatur rendah dan juga lingkungan yang mengandung flouride (Schiff et al., 2005; Cioffi., 2005; Toumelin et al., 1996; Ahrari et al., 2012). *Chromium* pada kawat berfungsi sebagai penstabil dari peningkatan kandungan *Copper* ketika temperatur naik pada saat transformasi kristal kawat ke fase *austenitic* (O'Brien, 2002). Kandungan Ni pada kawat memberikan kerugian berupa mudahnya kandungan ini untuk terlepas dari permukaan kawat yang mana efek dari Ni dan Cr dalam tubuh bisa memicu reaksi alergi, sitotoksik dan karsinogenik (Lee Hsin et al., 2010; Eliades dan Athanasiou, 2002).

Masing- masing kawat *thermal* NiTi memiliki tingkatan suhu ketika teraktivasi, dimana terjadi fase transisi pada kawat atau

yang dikenal dengan istilah *transition temperature range* (TTR) yang berkaitan dengan variasi suhu pada lingkungan rongga mulut. Hal ini bertujuan untuk kepentingan keuntungan perawatan ortodonti (Santoro, 2001). Seiring dengan perkembangan teknologi maka bahan penyusun dari kawat juga makin berkembang. Variasi dari komposisi penyusun kawat yang terus berkembang dari berbagai merk akan memberikan perbedaan dari *transformation temperature* dan sifat bahan (Singh, 2004).

Penelitian metalurgi dari kawat nikel titanium diketahui bahwa secara mikroskopis terdapat 3 fase - fase bentuk atom dari kawat nikel titanium (*3 dimensional lattice body*). Fase- fase atom ini yaitu fase Martensit, fase R dan fase Austenit (Santoro, 2001; Thompson, 2000). Fase- fase ini terjadi pada *transisiton temperature range* dari kawat thermal Niti. Perubahan yang terjadi fase ini yaitu fase *austenitic* (fase kaku) dan juga fase *martensitic* (fase fleksibel). Apabila kawat berada dalam fase *austenitic* maka kawat akan mencapai kekakuannya yaitu dalam lingkungan rongga mulut, sedangkan apabila kawat berada pada fase *martensitic* maka kawat akan menjadi fleksibel yaitu pada suhu ruangan (Santoro, 2001).



Gambar 2.3 Fase martensit-austenit-*r phase* dari kristal atom kawat NiTi *thermal*

(<http://www.imagesco.com/articles.nitino/03.html>)

2.5 Copper Nikel Titanium

Kawat copper nikel titanium (CuNiTi) memiliki efek *memory shape* yang menunjukkan sifat mekanik austenit di atas kisaran suhu transisi. Lengkungan CuNiTi dapat diligaturasi dengan mudah pada suhu ruangan (kira-kira 25 ° C, di bawah kisaran suhu transisi) di fase martensit (lunak dan fleksibel). Setelah pengaplikasian dalam rongga mulut, kawat ini menunjukkan sifat mekanik fase austenit dalam kondisi oral, yaitu kekerasannya meningkat, menjadi tidak fleksibel, dan menunjukkan fungsi saat mengambil bentuk aslinya (Yoneyama, 1993).

Penambahan tembaga ke dalam kawat CuNiTi mengurangi ketergantungan dan membantu mengontrol kisaran suhu transisi.

Kandungan tembaga dari kawat CuNiTi juga memungkinkan kawat ini untuk mengerahkan kekuatan yang lebih homogen dari satu sisi dari kawat yang lain, sehingga memberikan lebih cepat dan pergerakan gigi yang efisien. (Sachdeva, 2002 ; Gravina, 2013).

2.6 Saliva

2.6.1 Definisi

Saliva adalah cairan eksokrin yang terdiri dari 99% air, berbagai elektrolit yaitu sodium, potasium, kalsium, klorida, magnesium, bikarbonat, fosfat, dan terdiri dari protein yang berperan sebagai enzim, immunoglobulin, antimikroba, glikoprotein mukosa, albumin, polipeptida dan oligopeptida yang berperan dalam rongga mulut (Angela, 2009). Saliva adalah cairan oral yang kompleks, tidak berwarna, dimana terdiri dari campuran sekresi yang berasal dari kelenjar ludah mayor dan minor yang ada pada mukosa oral untuk mempertahankan homeostasis pada rongga mulut (Kidd et al., 1992; Amerongen, 1991). Kelenjar yang memproduksi saliva yaitu kelenjar sublingualis, submandibula, dan parotis, yang terletak diluar rongga mulut dan menyalurkan saliva melalui duktus-duktus pendek kedalam mulut (Guyton, 2008). Selain itu, saliva masih banyak sekali kelenjar ludah kecil-kecil tambahan (kelenjar aksesori) di dalam mukosa pipi, bibir, lidah dan langit-langit rongga mulut (Amerongen, 1991).

Kandungan saliva terdiri dari 99,4 – 99,5% H₂O serta 0.5 - 0.6% protein dan elektrolit. Setiap hari volume saliva menghasilkan berkisar antara 1 – 1,5 liter perhari, berkisar dengan kecepatan basal spontan yang konstan sebesar 0,5 ml/menit sampai kecepatan maksimum sebesar 5 ml/menit sebagai respon adanya rangsangan yang kuat (Guyton, 2008).

Sistem saraf otonom mengontrol sekresi saliva, dimana kelenjar saliva mendapat inervasi dari simpatis dan parasimpatis, stimulasi keduanya menyebabkan meningkatnya sekresi air liur.



Rangsangan parasimpatis yang berperan dominan dalam sekresi air liur yang serous, sedangkan simpatis menghasilkan volume yang lebih sedikit dengan konsistensi yang kental (mucous) (Sherwood, 2001).

2.6.2 Komponen Saliva

Komponen saliva dapat dibedakan menjadi komponen anorganik dan bioorganik, yaitu (Amerongen, 1991):

a. Komponen anorganik

Komponen anorganik saliva terdiri dari kation kation Na^+ dan K^- yang merupakan konsentrasi tertinggi, disamping itu juga terdapat Ca^{++} , Mg^{++} , Cl^- , HCO_3^- dan fosfat. Dimana Cl^- penting untuk aktivitas enzimatis α -amilase. Kalsium dan fosfat pun penting dalam remineralisasi email dan berperan pada pembentukan karang gigi dan plak bakteri. Kadar fluoride dalam saliva juga dipengaruhi oleh konsentrasi fluoride di dalam air minum dan juga didalam makanan. Rodanida atau thiocynate (CNS^-) juga penting dalam agensia antibakterial dalam kerjasama dengan sistem laktoperoksidase. Dalam hal ini bikarbonat merupakan ion buffer terpenting didalam ludah.

b. Komponen bioorganik

Komponen organik saliva terdiri dari protein dan musin sebagai komponen utama, juga terdapat komponen lain seperti: asam lemak, lipid, glukosa asam amino, ureum dan amoniak. Protein yang secara kualitatif penting

adalah α -amilase, protein kaya prolin musin dan imunoglobulin.

Susunan kuantitatif dan kualitatif elektrolit di dalam saliva menentukan pH dan kapasitas buffer. Dalam keadaan normal, pH saliva berkisar antara 6,8 – 7,2 bergantung pada perbandingan antara asam dan basa konjugat yang bersangkutan. Derajat asam dan kapasitas buffer terutama dipengaruhi oleh susunan bikarbonat. Perubahan kapasitas buffer terjadi pada saat :

1. Setelah bangun tidur akan meningkat, kemudian akan terjadi penurunan.
2. 15 menit setelah stimulasi mekanik (setelah makan) terjadi peningkatan, dan akan turun lagi dalam waktu 30-60 menit kemudian.
3. Diet juga berpengaruh terhadap kapasitas sistem buffer, sedangkan diet sayuran dan diet kaya protein akan menaikkan kapasitas buffer saliva (Amerongen, 1991).

2.6.3 Fungsi Saliva

Saliva memiliki beberapa fungsi fisiologis yang sangat penting bagi kesehatan rongga mulut. Secara umum saliva berperan dalam proses perlindungan pada permukaan mulut, pengaturan kandungan air, pengeluaran virus-virus dan produk metabolisme organisme sendiri dan mikro-organisme, pencernaan makanan dan pengecapan serta diferensiasi dan pertumbuhan sel-sel kulit, epitel dan saraf (David W, 2009).



Beberapa fungsi saliva yang bermanfaat bagi kesehatan rongga mulut antara lain (Patricia, 2008) :

1. Sebagai proteksi dan lubrikasi

Saliva berperan sebagai proteksi dan lubrikasi rongga mulut terhadap infeksi bakteri, karena adanya mucins atau protein pada saliva dengan konsentrasi karbohidrat yang tinggi. Mucins berfungsi sebagai lubrikasi sehingga membantu proses penguyahan, penelanan, serta bicara, sebagai proteksi terhadap dehidrasi serta memelihara viskoelastisitas dari saliva, berperan untuk memodulasi adhesi mikroorganisme pada rongga mulut yang berkontribusi untuk mengontrol bakteri dan kolonisasi jamur, melindungi jaringan rongga mulut dari infeksi bakteri.

2. Membantu pencernaan makanan dan pengecapan

Saliva berperan untuk membantu proses pencernaan karbohidrat dan pembentukan bolus makanan di rongga mulut, hal ini terjadi karena adanya enzim α - amilase (ptyalin) di dalam saliva. Fungsi utama dari enzim α - amilase pada saliva dalam proses pencernaan di dalam rongga mulut adalah untuk mencerna karbohidrat menjadi maltosa, maltotriosa dan dekstrin. Enzim α - amilase sebagian besar dihasilkan oleh kelenjar parotis (sebanyak 80%) dan sisanya dihasilkan oleh kelenjar submandibular. Saliva mengandung protein gustin yang berperan untuk membantu proses pengecapan.

3. Pembersihan rongga mulut

Saliva membantu membersihkan rongga mulut secara mekanis dari sisa makanan, debris sel dan bakteri. Aliran saliva

cenderung untuk menghilangkan kelebihan karbohidrat, sehingga membatasi ketersediaan gula pada biofilm bakteri. Semakin besar aliran saliva, maka semakin besar pembersihan di dalam rongga mulut.

4. Sebagai larutan buffer

Saliva berperan sebagai larutan buffer untuk melindungi rongga mulut dengan mencegah kolonisasi mikroorganisme patogen, menetralkan asam yang dihasilkan oleh mikroorganisme acidogenic sehingga mencegah demineralisasi enamel. Hal ini penting untuk menurunkan ketebalan biofilm atau plak bakteri. Saliva mengandung protein peptida, *sialin* yang berperan penting dalam meningkatkan pH biofilm. Sistem asam karbonat-bikarbonat di dalam saliva merupakan sistem penyangga yang paling penting untuk mengatur pH rongga mulut.

5. Mencegah integritas enamel gigi

Saliva memainkan peranan penting dalam menjaga integritas fisik-kimia enamel gigi dengan mengatur proses remineralisasi dan demineralisasi. Faktor utama yang mengendalikan stabilitas enamel hidroksiapatit adalah konsentrasi dari kalsium, fosfat, dan fluoride dalam larutan serta pH saliva. Saliva mengandung mineral dan fosfat yang dibutuhkan oleh email yang belum sempurna terbentuk pada masa-masa awal setelah erupsi untuk membantu maturasi pasca-erupsi. Remineralisasi gigi juga dapat mencegah karies gigi.

6. Perbaikan Jaringan

Saliva mempunyai sistem kekebalan imunologi dan non imunologi. Komponen imunologi terbesar di dalam saliva adalah sekretori imunoglobulin A (IgA), yang berfungsi untuk menetralkan virus, bakteri dan zat toksik serta sebagai antibodi untuk antigen bakteri sehingga mampu menghambat infeksi bakteri di dalam rongga mulut. Selain IgA, terdapat komponen imunologi lain yang terkandung dalam saliva namun jumlahnya sangat sedikit yaitu IgG dan IgM.

Komponen non-immunologi terdiri dari komponen enzim (lisozim, laktoferin dan peroksidase), glikoprotein musin, aglutinin, histatin, prolin, statherin dan cystatin. Lisozim dapat menghidrolisis dinding sel dari beberapa bakteri sehingga mengakibatkan autolisis pada bakteri. Laktoferin mempunyai efek bakterisidal, bakteriostatik, fungisidal, antiviral, antiinflamasi dan fungsi imunomodulator. Peroksidase mempunyai efek antimikroba. Prolin, statherin dan cystatin menghambat presipitasi spontan kalsium fosfat dan pertumbuhan kristal hidroksi apatit pada permukaan gigi sehingga mencegah pembentukan kalkulus. Histatin mempunyai aktivitas antimikroba terhadap starin *Streptococcus mutans* dan *Porphyromonas gingivalis* karena dapat menetralkan lipopolisakarida dari membran eksternal bakteri. Histadin juga berpotensi menghambat pertumbuhan *Candida albicans*.

Saat ini peneliti mulai banyak menggunakan saliva sebagai diagnosis suatu penyakit. Keuntungannya dibandingkan dengan metode diagnosis lainnya seperti pengambilan jaringan, serum, cerebrospinal fluid, saliva sangat mudah untuk diperoleh,

sangat efektif, dan sering digunakan sebagai alternatif pendekatan diagnosis.

2.7 Saliya Buatan

2.7.1 Saliya Buatan dalam Kedokteran Gigi

Saliva buatan adalah suatu larutan yang dibuat untuk keperluan penelitian secara *in vitro*. Dalam kedokteran gigi saliva buatan menggunakan formula dari Macknight-Hane dan Whitford (Hane, 1992).

2.7.2 Komponen Saliva Buatan

Komposisi saliva buatan berupa larutan saliva buatan (buffer) McDougall dengan komposisi campuran 58,80 g NaHCO_3 ; 48 g $\text{Na}_2\text{HPO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$; 3,42 g NaCl ; 0,72 g $\text{MgSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$; 0,24 g CaCl_2 dalam 6 liter akuades (Islami, 2015).

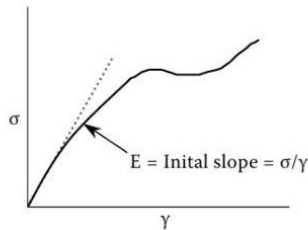
2.8 Pengukuran Kekuatan Tarik

2.8.1 Analisis DMA

Pengukuran kekuatan tarik atau UTS diukur menggunakan instrument DMA. Instrument *Dynamic Mechanical Analysis (DMA)* merupakan alat yang digunakan untuk mengukur sifat viskoelastis (kombinasi antara *elastic solid* dan *Newtonian fluid*) bahan logam. Gaya sinusoidal (*stress*) yang diaplikasikan pada sampel akan menghasilkan *strain (sampel displacement)* dengan temperatur dan frekuensi yang dapat divariasi (Keskin et al. 2014).

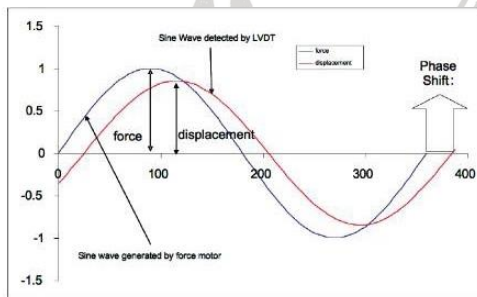
Salah satu keunggulan DMA adalah dapat memperoleh nilai modulus suatu material setiap kali gelombang sinus diterapkan. Maka apabila eksperimen DMA dijalankan pada frekuensi 1 hertz (Hz) atau 1 cycle / detik, DMA dapat merekam nilai modulus setiap

detik. Hal ini dapat dilakukan saat suhu bervariasi pada tingkat tertentu seperti $5\text{ }^{\circ}\text{C} - 10\text{ }^{\circ}\text{C}$ /menit sehingga perubahan suhu per siklus tidak signifikan. Lalu diperoleh nilai modulus sebagai fungsi *temperature*.



Gambar 2.4 Rasio tegangan regangan adalah modulus, yang merupakan pengukuran kekakuan material. Modulus Young, kemiringan bagian linier awal dari tegangan-regangan kurva (ditampilkan di sini sebagai garis putus-putus) (Menard, 1999)

Pengukuran dengan DMA mode geser menghasilkan informasi seputar modulus elastisitas material uji. Modulus elastisitas yang direkam merupakan modulus kompleks, karena gaya sinusoidal yang diberikan menghasilkan respon yang juga sinusoidal tetapi mengalami ketertinggalan fasa (*phase lag*) (Craig's, 2012).



Gambar 2.5 Hubungan dari tegangan sinusoidal yang diterapkan terhadap regangan dihasilkan, dengan *phase lag* yang dihasilkan dan deformasi

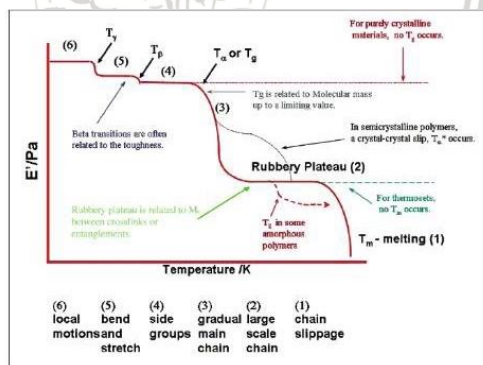
(Menard, 2008)

Ada dua komponen modulus kompleks, yaitu modulus simpan (*storage modulus*, bagian riil) dan modulus hilang (*loss modulus*, bagian kompleks).

$$E^* = E' + iE'' \quad (2.1)$$

Modulus simpan (*storage modulus*, E') ekuivalen dengan modulus elastisitas yang menggambarkan kekakuan (*stiffness*) material. Besaran ini juga merupakan ukuran jumlah energi yang dikembalikan ke sistem secara elastis setelah pemberian regangan.

Modulus hilang (*loss modulus*, E'') adalah indikator energi yang terserap matriks yang tidak dikembalikan secara elastik (Craig's, 2012).



Gambar 2.6 Grafik Hubungan Modulus Simpan terhadap Temperatur

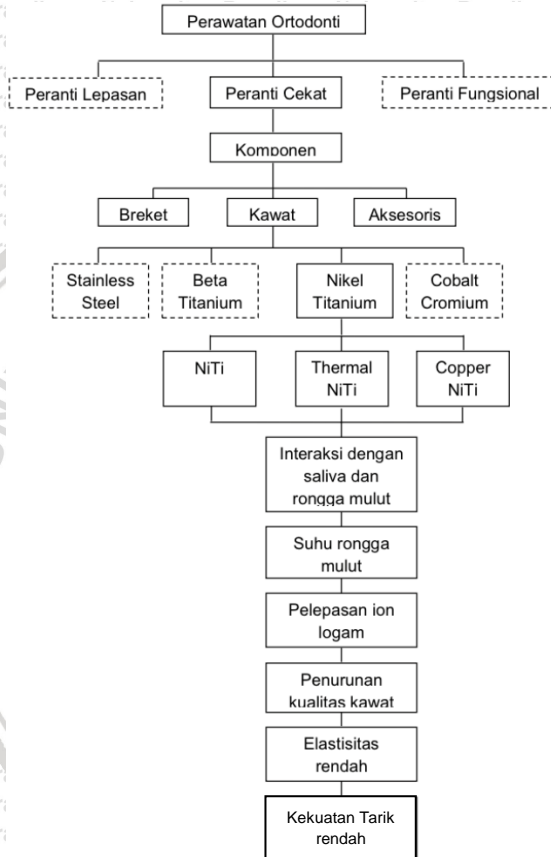
(Menard, 2008)



BAB III

KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS PENELITIAN

3.1. Kerangka Konsep



Keterangan:

□ : tidak diteliti

□ : diteliti

3.2. Penjelasan Kerangka Konsep

Terdapat beberapa komponen peranti ortodonti, salah satunya kawat berbahan Nickel Titanium (NiTi). Setiap penggunaan kawat ortodonti akan selalu berkontak dengan saliva dan jaringan rongga mulut sehingga berpotensi mengalami degradasi material. Peristiwa terlepasnya ion logam dalam kawat NiTi karena interaksi dengan saliva disebut dengan peristiwa korosi. Elemen logam yang terlepas akan bereaksi dengan elemen non logam membentuk suatu ikatan logam yang dapat merusak struktur logam tersebut. Elemen yang terlepas dapat memberikan efek biologi seperti alergi, toksisitas dan mutagenitas (Rasyid dkk., 2014).

3.3. Hipotesis Penelitian

Hipotesis dari penelitian ini adalah terdapat pengaruh kekuatan tarik dan lama perendaman kawat NiTi, Thermal NiTi, dan Copper NiTi dalam rendaman saliva buatan.

BAB IV

METODE PENELITIAN

4.1. 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.

4.2 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 pengaruh nya 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.

Pembagian kelompok sampel penelitian dapat digambarkan sebagai berikut:

Kelompok I : Kawat NiTi direndam dalam saliva buatan selama 30 hari.

Kelompok II : Kawat Thermal NiTi direndam dalam saliva buatan selama 30 hari

Kelompok III : Kawat Copper NiTi direndam dalam saliva buatan selama 30 hari

Kelompok IV : Kawat NiTi direndam dalam saliva buatan selama 45 hari

Kelompok V : Kawat Thermal NiTi direndam dalam saliva buatan selama 45 hari

Kelompok VI : Kawat Copper NiTi direndam dalam saliva buatan selama 45 hari

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 ketahanan tarik.

4.2.1 Estimasi Jumlah Pengulangan

Perhitungan pengulangan menggunakan rumus federer, yang dilakukan pada tiap kelompok perlakuan. Rumus federer ini digunakan untuk menentukan jumlah sampel untuk penelitian eksperimental (Ghazali, 2011). Rumus tersebut yaitu :

$$(t-1) \times (r-1) = 15$$

Keterangan :

t = Jumlah perlakuan dalam sampel

r = Jumlah perlakuan ulang

Sesuai rumus diatas, maka perhitungan yang berlaku adalah :

$$((-1) \times (r-1)) = 15$$

$$(6-1) \times (r-1) = 15$$

$$5(r-1) = 15$$

$$R = 4$$

Berdasarkan perhitungan sesuai rumus, maka dalam penelitian ini menggunakan empat kali pengulangan.

4.3 Variabel Penelitian

4.3.1. Variabel Bebas

Variabel bebas dari penelitian ini adalah kawat NiTi, Thermal NiTi dan Copper NiTi dan lama perendaman kawat (hari).

4.3.2. Variabel Terikat

Variabel terikat dalam penelitian ini adalah besar kekuatan tarik kawat.

4.4 Lokasi dan Waktu Penelitian

Penelitian dilakukan di laboratorium Fakultas FMIPA Jurusan Biologi Universitas Negeri Malang dan laboratorium Fakultas FMIPA Jurusan Fisika Institut Teknologi Sepuluh November pada bulan Agustus - November tahun 2018.

4.5 Bahan dan Alat/Instrumen Penelitian

- a. Gelas ukur
- b. Tang potong
- c. Penggaris
- d. Alat DMA (merek Mettler Toledo seri SDTA861 tahun 2012)
- e. Inkubator
- f. Kawat NiTi ukuran 0.016 mm
- g. Kawat Thermal NiTi ukuran 0.016 mm
- h. Kawat Copper NiTi ukuran 0.016 mm
- i. Saliva buatan

4.6

Definisi Istilah/Operasional

- a. Kawat NiTi terdiri atas Nikel 55% dan Titanium 45%. Kawat NiTi ini memiliki modulus elastisitas yang sangat rendah. Tetapi kawat ini terdapat kelebihan yaitu fleksibilitas yang sangat tinggi dan jangkauan kerja elastisitas luas, dan pada saat aktivasi menghasilkan gaya lebih rendah dan lebih konstan pada gigi. Namun kerugian kawat ini lebih rapuh dibandingkan stainless steel, tidak dapat dibuat heliks/loop dan tidak dapat disolder atau dilas (Singh, 2007 dan Reske, 2011, Bauselos et al., 2013).
- b. Kawat thermal NiTi atau *heat activated* Nikel-titanium. Kekurangan dari kawat *thermal* Nikel titanium yaitu hanya teraktivasi dengan kondisi suhu tertentu sehingga membuat kekuatan yang dihasilkan

terkadang kurang optimal dibanding dengan kawat Nikel-titanium tradisional (Berger et al, 2007:287).

Kawat *thermal* Nikel-titanium memiliki kandungan bahan 5% - 6% Copper dan 0,2% - 0,5% Chromium. Selebihnya adalah kandungan dari Nikel dan Titanium yang terdapat pada kawat.

c. Kawat copper NiTi memiliki efek *memory shape* yang benar dan menunjukkan sifat mekanik austenit di atas kisaran suhu transisi. Lengkungan CuNiTi dapat diligaturasi dengan mudah pada suhu ruangan (kira-kira 25° C, di bawah kisaran suhu transisi) di fase martensit (lunak dan fleksibel). Setelah pengaplikasian dalam rongga mulut, kawat ini menunjukkan sifat mekanik fase austenit dalam kondisi oral, yaitu kekerasannya meningkat, menjadi tidak fleksibel, dan menunjukkan fungsi saat mengambil bentuk aslinya (Yoneyama, 1993).

d. Saliva adalah cairan eksokrin yang terdiri dari 99% air, berbagai elektrolit yaitu sodium, potasium, kalsium, klorida, magnesium, bikaarbonat, fosfat, dan terdiri dari protein yang berperan sebagai enzim, immunoglobulin, antimikroba, glikoprotein mukosa, albumin, polipeptida dan oligopeptida yang berperan dalam rongga mulut (Angela, 2009). Saliva buatan yang digunakan dalam penelitian ini adalah saliva

buatan yang menurut Mcdougall dengan komposisi yaitu 58,80 g NaHCO_3 ; 48 g $\text{Na}_2\text{HPO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$; 3,42 g NaCl ; 0,72 g $\text{MgSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$; 0,24 g CaCl_2 dalam 6 liter akuades dengan pH 6,8.

e. Kekuatan tarik atau *Ultimate tensile strength* adalah gaya maksimum kawat dapat menahan sebelum bahan tersebut mulai melemah dan putus.

f. Alat DMA disewa di laboratorium Fakultas FMIPA Jurusan Fisika Institut Teknologi Surabaya. Pengujian akan dilakukan setelah proses perendaman kawat selesai.

4.7 Prosedur Penelitian/Pengumpulan Data

4.7.1 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.

4.7.2 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).

4.8 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.

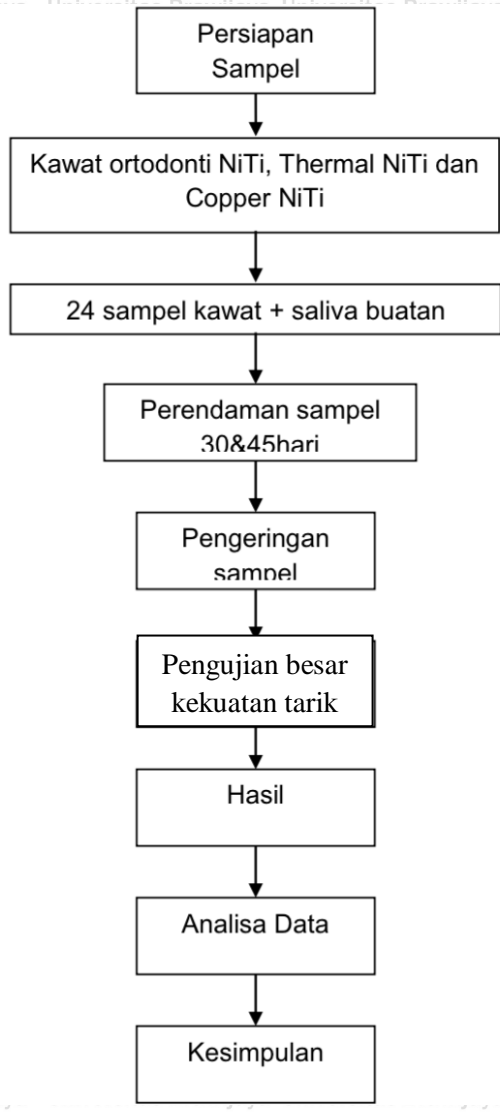
Guna menentukan jenis uji statistik, perlu dilakukan uji normalitas untuk mengetahui jenis data dengan menggunakan uji *Saphiro-Wilk*, karena kelompok data berjumlah kecil yaitu $n < 50$. Selanjutnya dilakukan uji homogenitas dengan menggunakan uji *Lavene's test*. Jika data terbukti berdistribusi normal 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.



4.9 Alur Penelitian



Gambar 4.1 Alur Penelitian.





BAB V HASIL DAN PEMBAHASAN

5.1. Hasil Penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk membuktikan penurunan kekuatan tarik kawat ortodonti berbahan dengan NiTi, thermal NiTi dan copper NiTi direndam dalam saliva buatan dari 30 hingga 45 hari. Penelitian menggunakan 24 potong kawat.



Gambar 5.1 Sampel Penelitian Berupa Kawat NiTi SE, Thermal NiTi dan Copper NiTi

5.1.1. Kekuatan Tarik pada kawat NiTi 30 hari dan 45 hari

Distribusi data hasil pengujian analisis DMA pada kawat NiTi yang direndam dalam saliva buatan selama 30 dan 45 hari dapat dilihat pada tabel berikut ini:

Tabel 5.1 Kekuatan Tarik pada kawat NiTi

Kawat NiTi 30 hari	Kawat NiTi 45 hari	Penurunan Kekuatan Tarik
27,6 MPa	26,55 MPa	1,05 MPa
27,7 MPa	27,10 MPa	0,6 MPa
27,8 MPa	27,34 MPa	0,46 MPa
27,7 MPa	27,48 MPa	0,22 MPa

Berdasarkan tabel diatas dapat diketahui hasil rata-rata Kekuatan tarik pada kawat NiTi yang direndam dalam saliva buatan selama 30 hari sebesar 27,7 MPa dan saat 45 hari sebesar 27,12 MPa.

Nilai terkecil saat 30 hari 27,6 MPa dan nilai terbesar 27,8 MPa.

Nilai terkecil saat 45 hari 26,55 MPa dan nilai terbesar 27,48 MPa.

5.1.2. Kekuatan Tarik pada kawat Thermal NiTi 30 hari dan 45 hari

Distribusi data hasil pengujian analisis DMA pada kawat Thermal NiTi yang direndam dalam saliva buatan selama 30 dan 45 hari dapat dilihat pada tabel berikut ini:

Tabel 5.2 Kekuatan Tarik pada kawat Thermal NiTi

Kawat Thermal 30 hari	Kawat Thermal 45 hari	Penurunan Kekuatan Tarik
26,69 MPa	27 MPa	0,31 MPa
26,75 MPa	27,1 MPa	0,35 MPa
26,78 MPa	27,2 MPa	0,42 MPa
26,80 MPa	27 MPa	0,2 MPa

Berdasarkan tabel diatas dapat diketahui hasil rata-rata Kekuatan tarik pada kawat Thermal NiTi yang direndam dalam saliva buatan selama 30 hari sebesar 26,76 MPa dan saat 45 hari sebesar 27,1 MPa. Nilai terkecil saat 30 hari 26,69 MPa dan nilai terbesar 26,8 MPa. Nilai terkecil saat 45 hari 27 MPa dan nilai terbesar 27,2 MPa.

5.1.3. Kekuatan Tarik pada kawat Copper NiTi 30 hari dan 45 hari



Distribusi data hasil pengujian analisis DMA pada kawat Copper NiTi yang direndam dalam saliva buatan selama 30 dan 45 hari dapat dilihat pada tabel berikut ini:

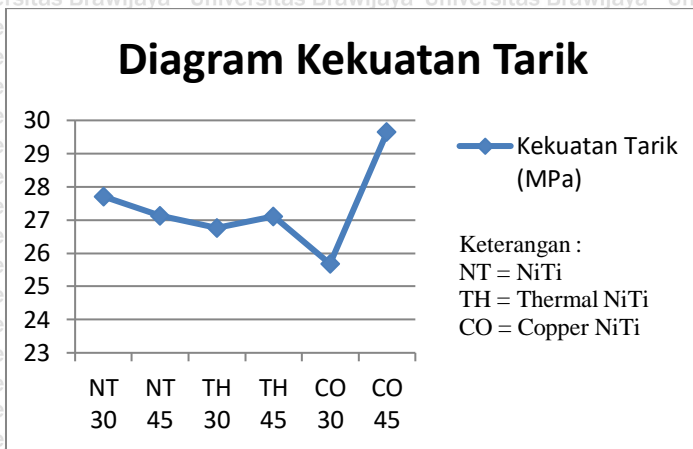
Tabel 5.3 Kekuatan Tarik pada kawat Copper NiTi

Kawat Copper 30 hari	Kawat Copper 45 hari	Penurunan Kekuatan Tarik
25,76 MPa	29,6 MPa	3,84 MPa
25,67 MPa	29,64 MPa	3,93 MPa
25,68 MPa	29,63 MPa	3,95 MPa
25,59 MPa	29,70 MPa	4,11 MPa

Berdasarkan tabel diatas dapat diketahui hasil rata-rata Kekuatan tarik pada kawat Copper NiTi yang direndam dalam saliva buatan selama 30 hari sebesar 25,68 MPa dan saat 45 hari sebesar 29,64 MPa. Nilai terkecil saat 30 hari 25,59 MPa dan nilai terbesar 25,76 MPa. Nilai terkecil saat 45 hari 29,6 MPa dan nilai terbesar 29,7 MPa.

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	





5.2. 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.

5.2.1 Uji Normalitas

Uji normalitas dilakukan dengan menggunakan metode *Shapiro- Wilk* karena jumlah sampel yang digunakan $n < 50$. Apabila nilai signifikansi lebih dari 0,05 ($p > 0,05$), maka data berdistribusi normal. Hasil uji normalitas secara keseluruhan dan perkelompok yang didapatkan sebagai berikut.

Tabel 5.4 Uji normalitas

Kombinasi		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
UTS	NiTi 30	.250	4	.	.945	4	.683
	NiTi 45	.233	4	.	.916	4	.516
Thermal NiTi	30	.208	4	.	.941	4	.662
	45	.283	4	.	.863	4	.272
Copper NiTi	30	.221	4	.	.968	4	.832
	45	.274	4	.	.939	4	.650

Berdasarkan tabel 5, nilai signifikansi menggunakan uji *Shapiro- Wilk* yaitu pada perendaman 30 hari didapatkan 0,510 pada kelompok kawat NiTi, 0,114 pada kelompok kawat Thermal NiTi, dan 0,333 pada kelompok kawat Copper NiTi. Sedangkan pada perendaman 45 hari didapatkan 0,101 pada kelompok kawat NiTi, 0,066 pada kelompok kawat Thermal NiTi, dan 0,161 pada kelompok kawat Copper NiTi. Sehingga dapat ditarik kesimpulan data dinyatakan berdistribusi normal baik pada perendaman 30 hari

maupun 45 hari, karena nilai signifikansi semuanya telah melebihi 0,05 ($p > 0,05$).

5.2.2 Uji Homogenitas

Uji homogenitas menggunakan *Levene's test*. Uji homogenitas terpenuhi apabila nilai signifikansi hasil penghitungan $p > 0,05$.

Tabel 5.5 Uji Homogenitas

Dependent Variable: UTS

F	df1	df2	Sig.
3.986	5	18	.013

Berdasarkan tabel 5.5, nilai signifikansi menggunakan *Levene's test* yaitu 0,189 sehingga uji homogenitas terpenuhi dan data tersebut homogen.

5.2.3 Two way Anova

Uji two way anova untuk mengetahui ada tidaknya perbedaan ketahanan tarik kawat. Hal ini dikarenakan terdapat 2 efek yang akan diamati, yaitu jenis kawat dan lama perendaman. Hasil yang diperoleh sebagai berikut :

Tabel 5.6 Uji two way anova

Dependent Variable: UTS

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	34.657 ^a	5	6.931	216.065	.000
Intercept	17923.014	1	17923.014	558687.773	.000
Kawat	2.292	2	1.146	35.721	.000
Hari	9.151	1	9.151	285.262	.000
Kawat * Hari	23.214	2	11.607	361.811	.000
Error	.577	18	.032		
Total	17958.249	24			
Corrected Total	35.235	23			



Berdasarkan tabel 5.6 didapatkan nilai signifikansi pada jenis kawat adalah $0.000 < 5\%$, yang menandakan terdapat perbedaan ketahanan uji tarik berdasarkan jenis kawat yaitu NiTi, thermal NiTi dan Copper NiTi. Selanjutnya nilai sig dari lama perendaman adalah $0.000 < 5\%$ yang juga menandakan terdapat perbedaan ketahanan uji tarik berdasarkan lama perendaman. Sementara untuk interaksi antara kawat dan lama perendaman / hari juga menghasilkan efek yang signifikan. Jadi dapat dikatakan bahwa terdapat perbedaan ketahanan uji tarik berdasarkan kombinasi kawat dan hari.

5.2.4 Post Hoc Tests

Uji post hoc untuk mengetahui kelompok yang berbeda satu sama lain dapat dilihat pada tabel berikut:

Tabel 5.7 Uji *post hoc* kawat

Pairwise Comparisons

Dependent Variable: UTS

(I) Kawat	(J) Kawat	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b	
					Lower Bound	Upper Bound
NiTi	Thermal NiTi	.494 [*]	.090	.000	.306	.682
	Copper NiTi	-.250 [*]	.090	.012	-.438	-.062
Thermal NiTi	NiTi	-.494 [*]	.090	.000	-.682	-.306
	Copper NiTi	-.744 [*]	.090	.000	-.932	-.556
Copper NiTi	NiTi	.250 [*]	.090	.012	.062	.438
	Thermal NiTi	.744 [*]	.090	.000	.556	.932



Berdasarkan hasil post hoc kawat diketahui antara ketiga kawat memiliki perbedaan yang signifikan, yaitu NiTi vs Thermal NiTi (sig= 0.000), NiTi vs Copper NiTi (sig= 0.012) dan Thermal NiTi vs Copper NiTi (sig= 0.000).

Tabel 5.8 Uji *post hoc* hari

Pairwise Comparisons

Dependent Variable: UTS

(I) Hari	(J) Hari	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b	
					Lower Bound	Upper Bound
30 Hari	45 Hari	-1.235*	.073	.000	-1.389	-1.081
45 Hari	30 Hari	1.235*	.073	.000	1.081	1.389

Berdasarkan post hoc hari diketahui bahwa terdapat perbedaan ketahanan uji tarik berdasarkan 30 dan 45 hari (sig= 0.000)

5.2.5 Analisis Regresi

Setelah diketahui bahwa terdapat perbedaan ketahanan uji tarik berdasarkan kawat dan hari maka selanjutnya akan diketahui bagaimana pengaruh dari keduanya menggunakan analisis regresi dengan hasil sebagai berikut:

Tabel 5.9 hasil analisis regresi

Coefficients^a

Model	Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.	Collinearity Statistics	
	B	Std. Error	Beta			Tolerance	VIF
1 (Constant)	25.225	.906		27.854	.000		
Kawat	.125	.277	.084	.451	.657	1.000	1.000
Hari	1.235	.453	.510	2.727	.013	1.000	1.000

Hasil regresi dapat dibuat persamaan:



$$Y = A + B_1 X_1 + B_2 X_2$$

$$UTS = 25.255 + 0.125 \text{kawat} + 1.235 \text{hari}$$

$B_1 = 0.125$ memiliki makna bahwa jika kawat yang digunakan adalah NiTi (1) maka akan meningkatkan ketahanan uji tarik sebesar 0.125. Jika kawat yang digunakan adalah Thermal NiTi (2) maka ketahanan uji tarik akan meningkat sebesar $2 \times 0.125 = 0.25$. Begitu juga seterusnya.

$B_2 = 1.235$ memiliki makna bahwa jika lama perendaman selama 30 hari maka ketahanan uji tarik akan bertambah sebesar 1.235. dan jika lama perendaman 45 hari maka ketahanan uji tarik bertambah $2 \times 1.235 = 2.47$.

Nilai sig uji t untuk mengetahui pengaruh secara parsial jenis kawat dan lama perendaman (hari). Berdasarkan tabel hasil analisis regresi diketahui sig uji t jenis kawat adalah 0.657. Nilai tersebut > 0.05 yang berarti jenis kawat tidak memiliki pengaruh yang signifikan. Selanjutnya untuk lama perendaman (hari) diperoleh nilai sig uji t sebesar 0.013. Nilai tersebut < 0.05 yang berarti terdapat pengaruh yang signifikan lama perendaman terhadap ketahanan uji tarik.

Besarnya pengaruh jenis kawat dan lama perendaman dapat pula dinyatakan dalam persentase (%) melalui output koefisien determinasi (R square). Dari hasil yang diperoleh besarnya koefisien determinasi (R square) adalah sebagai berikut :

Tabel 5.10 koefisien determinasi

Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate
-------	---	----------	-------------------	----------------------------



1	.517 ^a	.267	.197	1.10913
---	-------------------	------	------	---------

Nilai R square yang diperoleh adalah 0.267. Artinya besarnya pengaruh jenis kawat dan lama perendaman terhadap ketahanan uji tarik sebesar 26,7%. Sedangkan sisanya 73,3% dipengaruhi oleh variabel lain yang tidak dimasukkan dalam penelitian ini. Hal ini dikarenakan hanya lama perendaman saja yang memiliki pengaruh nyata terhadap ketahanan uji tarik sehingga nilai kofisien determinasi masih relatif kecil.

5.3 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 cekat 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 inci. 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 barier 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 ceat 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 regangan 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 orotodonti (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 mengerahkan 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 *twinned 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.



BAB VI PENUTUP

6.1. 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 kekuatan tariknya 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.

6.2. Saran

Berdasarkan kesimpulan hasil penelitian, penulis memberikan saran untuk peneliti selanjutnya sebagai berikut:

1. Dilakukan penelitan lebih lanjut pada mahasiswa Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya dengan sampel kawat yang lebih variatif.

2. Dilakukan penelitian perendaman dalam larutan yang berbeda antara satu sampel dengan sampel lainnya.

3. Dilakukan penelitian pada suhu yang lebih rendah maupun lebih tinggi untuk mengetahui efek besar kekuatan tarik kawat.

DAFTAR PUSTAKA

- Amerongen AVN, Michels LFE, Roukema PA, Veeman ECL. 1991. Mudah dan Kelenjar Mudah Arti Bagi Kesehatan Gigi
Abyono R, editor. Yogyakarta : Gadjah Mada University Press
- Andreasen, G., Heilman, H., and Krel, D., 1985. Stiffness
Changes in Thermodynamic Nitinol with Increasing Temperature,
Iowa. *Angel Orthod*, 55(2): 120-6.
- 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-1%20Contemp%20Dent%20Pract-2008.pdf> . Diakses pada tanggal
28 Desember 2017.
- Anusavice, K.J., Shen, C., Rawls, H.R., 2013, *Phillip's
Science of Dental Materials 12th Edition*, Elsevier, Missouri.
- Apurva, M., Gog, X.Y., Imbeni, V. 2007. *Endovascular
Stent Using Insitu Synchrotron X-ray*, Wiley-Vch Verlag GmbH &
Co.
- Askeland., D. R., 1985, "The Science and Engineering of
Material", Alternate Edition, PWS Engineering, Boston, USA
- Bahirrah, S. 2004. Pergerakan Gigi Dalam Bidang
Ortodonsia Dengan Alat Bantu Cekat. *Artikel, Bagian Ortodontia
Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Sumatra Utara.*

Bartzela, T.N., Senn, C., Wichelhaus, A., 2007, Load-Deflection Characteristics of Superelastic Nickel-Titanium Wires, *Angle Orthodontist*, 77 (6): 991-998.

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.

Berger, J., Waram, T., 2007, Force Level of Nickel Titanium Initial Archwires, *Journal of Clinical Orthodontist*, 41 (5): 286-292.

Bishara, Samir E. 2001. *Textbook of Orthodontics*. Philadelphia: Elsevier: 214-215

Brantley, W.A. and Eliades, T. 2001. *Orthodontic material: scientific and clinical aspects*. Germany: Stuttgart. 288 : 77-105.

Callister, ED. Jr., 1983, *Materials Science and Engineering An Introduction*, Mc. Graw Hill, New York.

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

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.

David W. 2009. *Salivary Diagnostic*. Wiley-Blackwell

Dieter, E. George, 1993, "Metalurgi Mekanik", Jakarta: PT. Gelora Aksara Pratama.

Dumitrescu, Alexandrina L. 2010. *Etiology and Pathogenesis of Periodontal Disease*. Springer: Norway.

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.

Eliades, T., Brantley, W. 2016. *Orthodontic Applications of Biomaterials*, Woodhead Publishing, UK. h. 8-9.

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

Graber, T.M., and Vanarsdall, R.I. 2000. *Orthodontics Currents Principles and Techniques*. 3rd ed. Mosby, Inc. A Harcourt Health Sciences Co, 318.

Gravina, M.A., Brunharo, I.H.V.P., Canavaro, 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.

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.

Guyton, A. C., Hall, J.E. 2008. Buku Ajar Fisiologi Kedokteran. Alih Bahasa : Irawati dll. Cetakan-1. EGC. Jakarta. Hal.835-836.

Hajime Shudo. Uchidarokakuho. 1983. Material Testing (Zairyoushiken).

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.

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/x317.html>.

Kalvin J. 2017. Analisis Pelepasan Ion Nikel Dan Kromium Pada Kawat Thermal Nikel Titanium Yang Diredam Dengan Air Kelapa Hijau (*Cocos nucifera var. Viridis*). Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember. Jember.

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.

Lawrence H. Van Vlack, 1995, *Ilmu dan Teknologi Bahan*, edisi kelima (penerjemah Sriati Djaprie), Erlangga, Jakarta.

Lombardo, 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.

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.

Menard, Kevin. 1999. *Dynamic Mechanical Analysis: A Practical Introduction*. Crc Press.

Menard, Kevin. 2008. *Dynamic Mechanical Analysis: A Practical Introduction*. Crc Press.

Nindyarani. 2017. *Perbandingan Defleksi Kawat Ortodonti Biostarter Dan Kawat Nikel Titanium Superelastik (Kajian In Vitro)*.

Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jenderal Soedirman. Purwokerto.

O'Brien, W.J., 2002, *Dental Material and Their Selection*, 3rd ed., Quintessence Pub.Co. Canada, 271-85.

O'Brien, W.J., 2002, *Dental Material and Their Selections Third Edition*, Quintessences Publishing, Chicago. h. 57.

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.

Phillips, R.W. 2003. *Skinner's science of dental materials*. Ed 11. Philadelphia, London, Toronto: WB Saunders Company.

Phulari, B.S., 2011, *Orthodontics Principles and Practice*, Jaypee Brothers Medical Publishers, London. h. 5, 404.

Premkumar, S., 2008, *Prep Manual for Undergraduates Orthodontics*, Reed Elsevier, New Delhi. h. 2-3.

Rahardjo, P. 2012. *Ortodonti Dasar*. Surabaya: Airlangga University Press.

Sachdeva R. 2002. *Sure-smile; technology-driven solution for orthodontics*. Tex Dent J 119:608-15.

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.

Schmaltz G, Arenholt-Bindslev D. 2009. *Biocompatibility of Dental Materials*. Berlin: Springer-Verlag; p. 224-5.

Sherwood, L. 2001. *Fisiologi Manusia*. Alih Bahasa: Brahm U. Pendit. Ed-2. EGC. Jakarta. Hal.545-548.

Singh, G. 2007. *Textbook of orthodontics 2nd ed*. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers; p. 325-336.

Singh, G., 2007, *Textbook of Orthodontics*, Jaypee Brothers Medical Publisher, India. h. 332.

Subramani, Kathikeyan, Waqar Ahmed, James K. Hartsfield. 2012. *Nanobiomaterial in Clinical Dentistry*. Elsevier: USA

Thomson, S.A. 2000. *An Overview of Nickel-Titanium Alloys Used in Dentistry*. *Int Endo J*, 297-310.

William JK, Cook PK, Isaacson KG, Thom AR. 2000. *Prinsip dan Praktik Alat-alat Ortodonti Cekat*. Jakarta : Penerbit Buku Kedokteran EGC : 1-8

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.

William D. Callister Jr, John Wiley & Sons, 2004. *Material Science and Engineering: An Introduction*.

William Nash, 1998. *Strength of Materials*. Schaum's Outlines.



