



UNIVERSITAS INDONESIA

**DEFORMASI PERMANEN KAWAT NICKEL TITANIUM
SUPERELASTIS DIAMETER 0.014 INCI PADA BEBERAPA
PRODUK KAWAT ORTODONTI
(PENELITIAN LABORATORIK)**

TESIS

TJUT FADLUNA PARAMITA

0906601052

**FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
PROGRAM SPESIALIS ORTODONTI
JAKARTA
JUNI 2012**



UNIVERSITAS INDONESIA

**DEFORMASI PERMANEN KAWAT NICKEL TITANIUM
SUPERELASTIS DIAMETER 0.014 INCI PADA BEBERAPA
PRODUK KAWAT ORTODONTI
(PENELITIAN LABORATORIK)**

TESIS

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Spesialis Ortodonti

TJUT FADLUNA PARAMITA

0906601052

**FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
PROGRAM SPESIALIS ORTODONTI
JAKARTA
JUNI 2012**

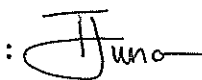
HALAMAN PERNYATAAN ORISINILITAS

**Tesis ini adalah hasil karya sendiri
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar**

Nama : drg. Tjut Fadluna Paramita

NPM : 0906601052

Tanggal : 28 Juni 2012

Tanda Tangan : 

HALAMAN PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh :

Nama : drg. Tjut Fadluna Paramita
NPM : 0906601052
Program Studi : Dokter Gigi Spesialis Ortodonti
Judul Tesis : Deformasi Permanen Kawat Nickel Titanium
Superlastis Diameter 0.014 Inchi Pada Beberapa
Produk Kawat Ortodonti

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Spesialis pada Program Studi Dokter Gigi Spesialis Ortodonti Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : drg. Erwin Siregar, Sp.Ort(K)

Pembimbing : drg. Nada Ismah, Sp.Ort

Penguji : drg. Nia Ayu Ismaniati, MDSc, Sp.Ort(K)

Penguji : Prof. Dr. Faruk Hoesin, drg., MDS, Sp.Ort(K)

Penguji : drg. Fadli Jazaldi, Sp.Ort

Ditetapkan di : Jakarta

Tanggal : 28 Juni 2012

KATA PENGANTAR/UCAPAN TERIMA KASIH

Dengan mengucapkan puji dan syukur kepada Allah SWT, atas segala berkat, rahmat dan karunia-Nya, maka saya dapat menyelesaikan tesis ini. Penulisan tesis ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Spesialis Ortodonti pada Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia. Saya menyadari bahwa tanpa bantuan dan dukungan dari berbagai pihak, sejak awal masa perkuliahan sampai proses pembuatan tesis, maka tesis ini tidak akan pernah selesai. Oleh karena itu saya ingin mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada :

- (1) Yang terhormat, drg. Erwin Siregar, Sp.Ort(K) selaku pembimbing pertama, atas segala masukan, bimbingan, waktu dan dukungan moril yang telah diberikan kepada saya dari awal pembuatan hingga tesis ini dapat selesai dengan baik
- (2) Yang terhormat, drg. Nada Ismah, Sp.Ort selaku pembimbing kedua, atas segala masukan, nasihat, bimbingan dan waktu yang telah diluangkan dalam membantu menyempurnakan penulisan tesis ini
- (3) Yang terhormat Prof. Dr. Faruk Hoesin, drg., MDS, Sp.Ort(K), drg. Nia Ayu Ismaniati, MDSc,Sp.Ort(K) dan drg. Fadli Jazaldi, Sp.Ort selaku pihak penguji atas waktu dan kesediaannya menjadi penguji dan memberikan masukan-masukan yang pastinya bermanfaat untuk menyempurnakan penulisan tesis ini
- (3) Yang terhormat, drg. Krisnawati, Sp.Ort(K) selaku Kepala Departemen Ortodonti Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia
- (4) Yang terhormat. Dr. Miesje Karmiati Purwanegara, drg, SU, Sp.Ort(K) selaku koordinator akademik Departemen Ortodonti Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia
- (5) Yang terhormat drg. Siti Triaminingsih, MT dan seluruh staf laboratorium Departemen Material Kedokteran Gigi FKG UI atas masukan dan bantuannya selama proses eksperimen di laboratorium

- (6) Pak Dedy, Pak Ridwan, Mbak Nur, Mas Farid, Pak Sukeri dan seluruh karyawan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia atas segala bantuannya
- (7) Keluarga saya tercinta, Papa, Mama, kedua adik saya dr. Reyhan, dr. Shelma, Edah dan seluruh keluarga besar atas segala cinta, perhatian, dukungan, kesabaran dan doa yang tiada habisnya demi kelancaran saya selama masa perkuliahan dan penulisan tesis ini
- (8) Teman-teman PPDGS Ortodonti angkatan 2009 : Mas Sigit, Mbak Herlia, Mbak Alvi, Kak Lucy, Bang Rafi, Ririt, Adit, Widya, Marini, Poetri dan Eriza atas doa, dukungan, bantuan dan kebersamaannya sejak awal masa perkuliahan hingga saat ini
- (9) Saya juga mengucapkan terima kasih kepada semua pihak yang tidak dapat saya sebut satu persatu atas bantuan, doa dan dukungan kepada saya secara fisik maupun moril dalam pembuatan tesis ini hingga akhir

Akhir kata tidak ada yang dapat saya berikan sebagai balasan atas semuanya selain doa dan ucapan terima kasih yang sebesar-besarnya, semoga Allah SWT akan senantiasa membalas kebaikan semua pihak dengan karunia-Nya yang tanpa batas. Semoga tesis ini juga dapat bermanfaat bagi banyak pihak termasuk untuk kemajuan ilmu pengetahuan di bidang kedokteran gigi khususnya ilmu ortodonti.

Jakarta, 28 Juni 2012

Penulis

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : drg. Tjut Fadluna Paramita
NPM : 0906601052
Program Studi : Dokter Gigi Spesialis Ortodonti
Departemen : Ortodonti
Fakultas : Kedokteran Gigi
Jenis karya : Tesis

demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty - Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul :

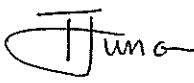
**Deformasi Permanen Kawat Nickel Titanium Superelastis Diameter 0.014 inci
Pada Beberapa Produk Kawat Ortodonti**

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan memublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Jakarta
Pada tanggal : 28 Juni 2012

Yang menyatakan

()

ABSTRAK

Nama : Tjut Fadluna Paramita
Program studi : Ortodonti
Judul : Deformasi Permanen Kawat Nickel Titanium Superelastis
Diameter 0.014 Inchi Pada Beberapa Produk Kawat Ortodonti

Saat ini beredar di Indonesia berbagai jenis kawat ortodonti, antara lain kawat nickel titanium. Kawat ini menjadi banyak penggunaannya karena memiliki sifat unik yaitu superelastis dan *memory shape*. Setiap kawat memiliki karakteristik, komponen *alloy* pembentuk, dan proses pembuatan yang berbeda-beda. Karakteristik yang dimiliki kawat termasuk sifat deformasinya setelah kawat diberi beban gaya. Pada kawat nickel titanium, apabila kawat mengalami deformasi permanen, maka berkurang juga gaya deaktivasi dari kawat untuk menggerakkan gigi geligi. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui berapa besar deformasi permanen pada kelima produk kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci yaitu dari produk Ormco, 3M Unitek, Versaden, Ortho Organizer dan IMD Orthoshaped. Penelitian juga bertujuan untuk membandingkan deformasi permanen yang terjadi antar produk kawat dan apabila diaplikasi pada waktu yang berbeda. Digunakan 25 sampel penelitian, yang terbagi menjadi 5 kelompok kawat (masing-masing memiliki 5 sampel). Semua kawat dipasang pada prototipe penelitian yang didesain agar terjadi defleksi sebesar 7 mm pada bagian tertentu dari kawat. Kawat diaplikasikan selama 336 dan 504 jam. Deformasi kawat diukur menggunakan kaliper digital dengan cara membandingkan defleksi antara kawat baru dengan kawat yang telah diaplikasi (dari produk yang sama). Diperoleh hasil terdapat perbedaan bermakna deformasi permanen antara kelima produk kawat NiTi SE saat dibandingkan satu sama lain dan lamanya aplikasi kawat dapat memperbesar deformasi yang terjadi. Urutan nilai deformasi permanen pada beberapa produk kawat berdasarkan nilai yang paling kecil adalah Ormco, 3M Unitek, Versaden, Ortho Organizer and IMD Orthoshaped.

Kata Kunci : deformasi permanen, kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci, defleksi sebesar 7 mm, waktu aplikasi 336, waktu aplikasi 504 jam

ABSTRACT

Name : Tjut Fadluna Paramita
Study Program : Orthodontics
Title : Permanent Deformation of 0.014 Inch Super Elastic Nickel Titanium Arch Wire from Several Products in Indonesia

There are many kinds of orthodontic wires in Indonesia, including the nickel titanium one. This wire become popular since founded because of its unique characteristic (super elastic and shape memory). Each wire has different characters, contains of alloy and manufacturing procedure. Wire deformity is part of wire's characteristic that need to be consider. In nickel titanium wire, when permanent deformity happened on it, the unloading forces to move the teeth become less. The aim of this research is to acknowledge the value of permanent deformity in 0.014 inch super elastic nickel titanium arch wire from five different products and comparing each other on a different time of application. This research used 25 samples, consist of 5 group (each group owns 5 samples). All wires were applied on self made prototype which was designated to make a 7 mm deflection on each side of the wire. Those were applied for 336 and 504 hours. After being deflected on the estimated time, the wire was removed from the prototype and then placed in superimposition mode with the new wire from the same product. The gap between those wires is measured by a digital caliper and defined as the value of wire permanent deformity. As the result, statistically significant, there is a different value of permanent deformity between each products and long term application could make the wire's permanent deformity become worse. The list of wires from the smallest value of permanent deformity is Ormco, 3M Unitek, Versaden, Ortho Organizer and IMD Orthoshaped.

Keywords : Permanent deformation, 0.014 inch superelastic nickel titanium archwire, 7 mm deflection, 336 hours, 504 hours

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN ORISINALITAS	ii
LEMBAR PENGESAHAN	ii
KATA PENGANTAR.....	iii
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH	vii
ABSTRAK	viii
DAFTAR ISI	x
DAFTAR TABEL	xi
DAFTAR GAMBAR	xii
1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah	3
1.3 Tujuan Penelitian	3
1.4 Manfaat Penelitian	4
2. TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Kawat Ortodonti	5
2.2 Kawat Ortodonti Nickel Titanium	9
2.3 Proses deformasi Pada Kawat Ortodonti Nickel Titanium	15
2.4 Kerangka Teori	19
3. KERANGKA KONSEP, HIPOTESIS, VARIABEL PENELITIAN DAN DEFINISI OPERASIONAL	20
3.1 Kerangka Konsep	20
3.2 Hipotesa Penelitian	20
3.3 Variabel Penelitian	20
3.4 Definisi Operasional	21

4. METODE PENELITIAN.....	21
4.1. Jenis Penelitian	22
4.2 Waktu danTempat Penelitian	22
4.3. Populasi dan Sampel Penelitian	22
4.4. Jumlah Sampel.....	22
4.5. Alat dan Bahan Penelitian	23
4.6. Cara kerja Penelitian	24
4.7. Manajemen Data	26
4.8. Alur Penelitian	27
5. HASIL PENELITIAN.....	28
6. PEMBAHASAN.....	37
7. KESIMPULAN DAN SARAN	44
DAFTAR REFERENSI	45
LAMPIRAN	

DAFTAR TABEL

Tabel 5.1. Hasil uji deformasi permanen kelompok kawat A,B,C,D,E yang didefleksikan sebesar 7 mm pada sisi kanan dan kiri kawat selama 336 jam	29
Tabel 5.2. Hasil uji deformasi permanen kel. kawat A,B,C,D,E yang didefleksikan sebesar 7 mm pada sisi kanan dan kiri kawat selama 504 jam	30
Tabel 5.3. Hasil uji t test berpasangan perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kanan terhadap sisi kiri pada aplikasi 336 jam	31
Tabel 5.4. Hasil uji t test berpasangan perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kanan terhadap sisi kiri pada aplikasi 504 jam	32
Tabel 5.5 Hasil uji t test berpasangan perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kanan pada aplikasi 336 jam terhadap 504 jam.....	33
Tabel 5.6. Hasil uji t test berpasangan perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kanan pada aplikasi 336 jam terhadap 504 jam	34
Tabel 5.7. Uji <i>one way</i> ANOVA perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci antara kelompok A,B,C,D,E pada kedua sisi kawat selama aplikasi 336 jam dan 504 jam.....	34

DAFTAR GAMBAR

- Gambar 2.1. Diagram koefisien friksi beberapa kawat ortodonti, kawat stainless steel memiliki ketahanan friksi yang paling kecil daripada kawat lainnya..... 6
- Gambar 2.2. Diagram perbandingan modulus elastisitas terhadap dalam kurva stress-strain pada kawat ortodonti stainless steel, beta titanium, nickel titanium, nickel titanium superelastis dan tulang alveolar 7
- Gambar 2.3. Diagram *springback* kawat nickel titanium dalam kurva *stress-strain*, nilainya bergantung pada besar gaya *unloading* serta nilai konstanta modulus *Young* 8
- Gambar 2.4. Diagram *resistivity-temperature* kawat nickel titanium superelastis; martensit final, martensit awal, austenit awal, austenit final12
- Gambar 2.5. Perubahan struktur kristal atom dari fase austenite- martensit-austenit akibat perubahan temperatur12
- Gambar 2.6. Diagram *stress-strain* kurva perubahan fase kawat nickel titanium dari fase austenit menjadi martensit akibat pemberian gaya pada kawat13
- Gambar 2.7. Proses manufaktur kawat nickel titanium15
- Gambar 2.8. Skema grafik *stress-strain* pada kawat ortodonti nickel titanium. Kawat bersifat elastis hingga pemberian beban mencapai *tensile yield strength*, setelah melewati batas tersebut, proses deformasi permanen mulai terjadi dan bila pemberian beban tetap berlanjut, dapat terjadi fraktur materia....16

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang Masalah

Bidang ortodonti telah mengalami kemajuan yang pesat pada beberapa dekade ini. Berbagai penemuan dan pembuatan material baru berteknologi tinggi dilakukan untuk tujuan memudahkan penatalaksanaan kasus-kasus maloklusi gigi. Material-material tersebut mempengaruhi sifat atau karakteristik pada piranti ortodonti yang dibentuknya. Hal ini yang menyebabkan tiap-tiap piranti ortodonti memiliki keunggulan dan kelemahan masing-masing.¹

Idealnya penggunaan kawat ortodonti, bersama-sama dengan komponen piranti ortodonti lainnya, berfungsi untuk menggerakkan gigi melalui tekanan yang ringan dan kontinyu. Hal ini dapat mengurangi ketidaknyamanan pasien saat terjadi proses pergerakan gigi dan agar terjadi adaptasi biologis yang baik pada jaringan periodontal.^{1,2} Pemilihan jenis kawat penting dalam setiap rencana perawatan ortodonti. Pertimbangan gaya yang dihasilkan oleh berbagai jenis kawat disesuaikan dengan pergerakan gigi yang diinginkan untuk menghasilkan gaya optimal tanpa menimbulkan kerusakan berat pada jaringan tulang alveolar².

Saat ini beredar di pasaran berbagai jenis kawat ortodonti, antara lain kawat nickel titanium, copper nickel titanium, stainless steel, cobalt chromium dan beta titanium.¹ Masing-masing memiliki karakteristik, komponen (*alloy*) pembentuk, dan proses pembuatan (*manufakturing*) yang berbeda-beda.^{1,3,4} Karakteristik kawat ortodonti seperti besar friksi, *weldability*, *resilient*, *springback*, deformasi elastis dan permanen merupakan salah satu hal yang harus dipahami dalam pemilihan kawat ortodonti yang akan digunakan.¹ Adapun komponen (*alloy*) pembentuk kawat seperti besi, nickel, titanium, cobalt, tembaga dan lain-lain berada di dalam kawat dengan persentase yang berbeda-beda membentuk suatu ikatan atom kristal yang terdiri dari masing-masing *alloy* tersebut. Proses pembuatan kawat ortodonti antara lain melalui proses *wire forming*, *heat treating* dan *oxidal removal*.^{3,4}

Setiap kawat yang diaplikasikan pada suatu maloklusi akan mengalami deformasi. Deformasi kawat adalah perubahan bentuk kawat secara makroskopis maupun mikroskopis. Deformasi kawat secara makroskopis yaitu perubahan bentuk kawat dari bentuk aslinya. Perubahan tersebut terjadi karena aplikasi beban atau gaya, berupa kompresi (tekanan) atau torsional (putaran). Sedangkan secara mikroskopis terlihat gambaran perubahan susunan atom kristal pembentuk kawat dan berkurangnya jumlah ion hidrogen di permukaan.⁴ Deformasi pada kawat bisa bersifat elastis atau permanen. Deformasi elastis berarti perubahan bentuk yang terjadi bersifat *reversible* sementara pada deformasi permanen tidak.⁵ Deformasi kawat secara permanen tidak selalu terjadi setiap kali kawat diaplikasikan. Hal ini dipengaruhi salah satunya oleh sifat elastisitas kawat. Elastisitas yang besar dari kawat memberikan keuntungan dalam perawatan ortodonti karena membuat kawat dapat diaplikasikan dalam defleksi yang cukup besar tanpa menyebabkan deformasi yang permanen pada kawat tersebut.^{1,2}

Perlu diperhatikan mengenai besarnya defleksi kawat dan lamanya penggunaan kawat dalam suatu maloklusi. Walaupun kawat memiliki elastisitas yang besar, apabila defleksi yang terjadi terlalu besar dan kawat diaplikasikan pada kondisi tersebut dalam kurun waktu yang lama, akan memicu kawat untuk mengalami deformasi permanen. Apabila terjadi hal tersebut, maka sifat elastis kawat akan hilang dan kawat tidak dapat lagi menghasilkan gaya yang optimum untuk pergerakan gigi geligi.⁴

Kawat ortodonti nickel titanium merupakan salah satu kawat yang paling banyak penggunaannya di bidang ortodonti saat ini. Kawat ini memiliki beberapa keunggulan, antara lain memiliki sifat elastis dan *memory shape*.⁵ Keberadaan sifat elastis dan *memory shape* membuat kawat nickel titanium bekerja dengan menghasilkan gaya untuk mendorong pergerakan gigi geligi malposisi masuk ke dalam lengkung rahang yang benar.^{5,6} Kawat nickel titanium banyak digunakan sebagai kawat awal (*initial archwire*) pada perawatan berbagai kasus maloklusi.⁶

Sama seperti kawat ortodonti lainnya, kawat nickel titanium apabila dikondisikan pada defleksi yang cukup besar dalam kurun waktu yang lama, dapat terjadi deformasi permanen yang berakibat hilang atau berkurangnya kemampuan

kawat untuk menggerakkan gigi geligi.⁶ Pada penelitian ini, akan diteliti tentang deformasi permanen dari beberapa produk kawat ortodonti nickel titanium yang beredar di Indonesia.

1.2. Rumusan Masalah

1. Berapa besar deformasi permanen kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci dari produk kawat A,B,C,D dan E pada sisi kanan dan sisi kiri kawat apabila diaplikasi selama 336 jam dan 504 jam?
2. Apakah ada perbedaan deformasi permanen pada kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci antara sisi kanan dan kiri kawat produk kawat A,B,C,D dan E pada saat diaplikasi pada waktu yang sama?
3. Apakah ada perbedaan deformasi permanen pada kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci dari masing-masing produk kawat A,B,C,D dan E pada saat diaplikasi pada waktu yang berbeda, yaitu 336 jam dan 504 jam?
3. Apakah ada perbedaan deformasi permanen pada kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci antara produk A,B,C,D dan E apabila dibandingkan satu sama lain pada saat diaplikasi selama 336 jam dan 504 jam?

1.3. Tujuan Penelitian

1. Untuk mengetahui berapa besar deformasi permanen kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci dari produk kawat A,B,C,D dan E pada sisi kanan dan sisi kiri kawat apabila diaplikasi selama 336 jam dan 504 jam?
2. Untuk mengetahui apakah ada perbedaan deformasi permanen pada kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci antara sisi kanan dan kiri kawat produk kawat A,B,C,D dan E pada saat diaplikasi pada waktu yang sama.
3. Untuk mengetahui apakah ada perbedaan deformasi permanen pada kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci dari masing-masing

produk kawat A,B,C,D dan E pada saat diaplikasi pada waktu yang berbeda, yaitu 336 jam dan 504 jam

4. Untuk mengetahui apakah ada perbedaan deformasi permanen pada kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci antara produk A,B,C,D dan E apabila dibandingkan satu sama lain pada saat diaplikasi selama 336 jam dan 504 jam

1.4. Manfaat Penelitian

Bagi Peneliti

Dapat menambah pengetahuan dan pengalaman peneliti dalam memilih produk kawat ortodonti nickel titanium superelastis yang berkualitas baik sebagai *initial wire* untuk mengkoreksi malposisi gigi geligi

Bagi institusi pendidikan

Memberikan informasi kepada klinik ortodonti RSGMP FKG UI mengenai perbedaan karakteristik mekanis, terutama karakteristik deformasi permanen, pada beberapa produk kawat ortodonti nickel titanium superelastis. Sehingga bisa dijadikan pedoman dalam menentukan kawat yang efektif dan efisien untuk digunakan di institusi pendidikan

Bagi perkembangan ilmu pengetahuan khususnya ortodonti

Memberikan informasi mengenai perbedaan perbedaan karakteristik mekanis, terutama karakteristik deformasi permanen, pada beberapa produk kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci yang digunakan pada suatu malposisi gigi dalam kurun waktu tertentu

Bagi pasien dan masyarakat

Memberikan informasi kepada pasien dan masyarakat bahwa terdapat beberapa produk kawat ortodonti yang beredar di pasaran, dan masing-masing memiliki kualitas produk yang berbeda sehingga dapat menghasilkan kualitas perawatan yang berbeda

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Kawat Ortodonti

Penemuan-penemuan terbaru mengenai berbagai jenis kawat ortodonti telah berkembang pesat dengan ditemukannya bermacam variasi komponen (*alloy*) pembentuk kawat yang berfungsi optimal untuk mengoreksi maloklusi gigi. Idealnya kawat ortodonti bekerja dalam satu kesatuan dengan komponen ortodonti lainnya menghasilkan gaya biomekanik yang ringan dan kontinyu. Gaya biomekanik tersebut berfungsi untuk menggerakkan gigi geligi dengan mengurangi resiko ketidaknyamanan pada pasien, kerusakan jaringan periodontal hingga resiko resorpsi akar gigi.³

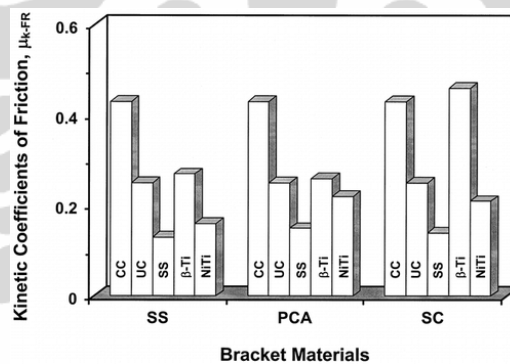
Sebelum tahun 1930, kawat ortodonti yang digunakan adalah kawat dengan komponen emas. Lalu diperkenalkan di tahun 1930, kawat stainless steel, dengan keunggulan-keunggulan yang lebih baik daripada kawat berbahan emas, seperti modulus elastisitas yang lebih besar, tahan terhadap korosi dan berbiaya lebih murah⁷. Pada tahun 1970, diperkenalkan lagi kawat ortodonti jenis baru berbahan dasar nickel titanium. Sama halnya seperti pada kawat stainless steel terdahulu, kawat nickel titanium dengan cepat menjadi populer, dikarenakan sifat-sifat fisik dan mekaniknya yang lebih menguntungkan dalam mengatasi maloklusi, terutama pada kasus *crowding* gigi geligi yang sedang dan berat.⁷

Keunggulan kawat nickel titanium yang tidak dimiliki oleh kawat ortodonti lainnya antara lain adalah memiliki sifat mekanik yang menguntungkan seperti nilai *springback* dan fleksibilitas yang besar, kekakuan (*stiffness*) yang rendah, kemampuan menyimpan energi yang besar (*high store energy*) dan tahan terhadap korosi.^{8,9} Sifat-sifat tersebut menjadikan kawat ini tidak mudah mengalami deformasi yang bersifat permanen setelah pemakaiannya di dalam mulut.⁸

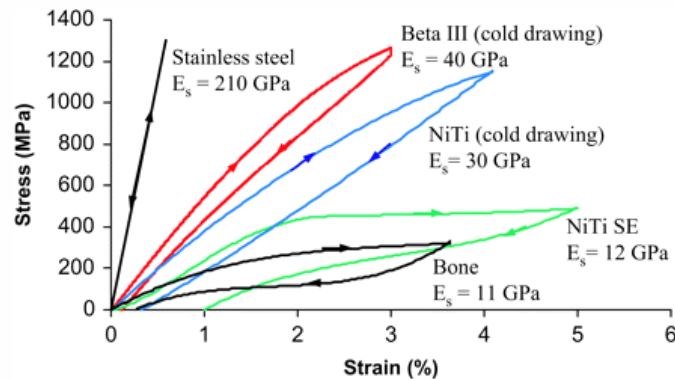
Saat ini kawat nickel titanium tidak lagi menjadi satu-satunya kawat ortodonti yang paling diandalkan. Berkembangnya kawat ortodonti lain yang juga berbasis dasar titanium, yaitu kawat beta titanium (TMA), turut

berkembang pesat penggunaannya dibidang ortodonti.⁹ *Burstone* dan *Goldberg (1980)* melakukan penelitian terhadap kawat beta titanium dan menyimpulkan bahwa nilai modulus elastisitas dari kawat ini adalah dua kali lebih besar dari kawat nickel titanium dan kurang dari setengah kawat stainless steel.⁹ Namun seringkali efisiensi biaya menjadi pertimbangan untuk penggunaan kawat beta titanium, sehingga sampai saat ini kawat stainless steel maupun nickel titanium masih lebih sering digunakan.⁹

Kawat stainless steel masih dipergunakan saat ini karena masih bermanfaat untuk penatalaksanaan maloklusi pada fase perawatan tertentu.⁹ *Garner et all (1986)* menyatakan bahwa kawat stainless steel mempunyai ketahanan terhadap friksi yang lebih kecil dibandingkan kawat berbahan dasar titanium, oleh karena itu pada fase perawatan yang membutuhkan pergerakan dengan friksi yang besar (misalkan untuk retraksi gigi), kawat stainless steel menjadi pilihan yang utama.¹⁰



Gambar 2.1. Diagram koefisien friksi beberapa kawat ortodonti, kawat stainless steel memiliki ketahanan friksi yang paling kecil daripada kawat lainnya (sumber : Garner LD et all, AJODO 1986)¹⁰



Gambar 2.2. Diagram perbandingan modulus elastisitas terhadap dalam kurva stress-strain pada kawat ortodonti stainless steel, beta titanium, nickel titanium, nickel titanium superelastis dan tulang alveolar (sumber: Subhaker et all, AJODO 2010)⁸

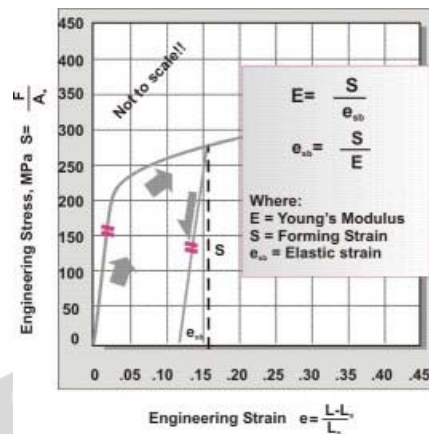
Banyaknya jenis kawat ortodonti yang beredar membuat ortodontis dapat memilih jenis kawat yang tepat penggunaannya untuk perawatan ortodonti yang disesuaikan dengan kondisi klinis. Pemilihan jenis dan ukuran kawat yang tepat akan memberikan hasil perawatan yang baik. Agar dapat menentukan jenis yang tepat, harus memahami sifat mekanik dari masing-masing kawat terlebih dahulu. Tetapi walau penelitian-penelitian terdahulu telah banyak mengevaluasi tentang berbagai sifat dari kawat ortodonti ini, mencari korelasi antara sifat kawat dan aplikasinya secara klinis tetap tidak mudah.⁸

Terdapat beberapa sifat atau karakteristik dari kawat ortodonti yang perlu dipahami agar pemilihannya tepat dan memberikan hasil yang optimum selama perawatan :

a. *Springback*

Merupakan kecenderungan suatu kawat untuk kembali ke bentuk semula walaupun telah mengalami deformasi pada strukturnya. *Springback* disebut juga *elastic strain*. Nilainya dapat ditentukan sesuai dengan besar gaya yang dilepaskan saat proses *unloading* (gaya deaktivasi) terhadap nilai konstanta modulus *Young* yang berbeda pada tiap jenis kawat. Semakin besar kemampuan *springback* suatu kawat, semakin besar

kemampuan suatu kawat menghasilkan gaya *unloading* untuk menggerakkan gigi.¹¹



Gambar 2.3. Diagram *springback* kawat nickel titanium dalam kurva *stress-strain*, nilainya bergantung pada besar gaya *unloading* serta nilai konstanta modulus *Young* (sumber : <http://erickam.wordpress.com/2009/07/31/springback-101/>)¹¹

b. Kekakuan (*stiffness*)

Menentukan berapa besar gaya yang bisa dihasilkan kawat ortodonti saat diaplikasikan. Nilai kekakuan yang rendah berarti kemampuan untuk memberikan gaya dalam jumlah besar rendah dan gaya yang diberikan lebih bersifat ringan dan kontinu⁶

c. *Formability*

Kemampuan yang tinggi membuat kawat lebih mudah untuk dibengkokkan menjadi bentuk-bentuk *loops*, *coils* atau *stopper*⁶

d. *Modulus of Resilience* atau *stored energy* (MR)

Kemampuan suatu kawat untuk melepas energi saat diberi beban gaya, kemudian saat pemberian beban dihentikan (*unloading*), akan terkumpul lagi energi dengan jumlah yang sama seperti semula⁶

e. Biokompatibilitas terhadap jaringan mulut

Resistensi kawat ortodonti terhadap korosi dan adaptasi lingkungan di dalam rongga mulut sehingga kawat tidak mengalami kerusakan atau

degenerasi material yang menyebabkan deformasi kawat secara mikroskopis

f. *Joinability*

Kemampuan adaptasi kawat saat diberikan material tambahan atau bergabung dengan material lainnya melalui proses *welding* atau *soldering*⁶

g. Friksi

Merupakan tahanan terhadap gaya yang terjadi antara dua permukaan atau antara dua material yang saling bergesekan. Pada piranti ortodonti, gesekan antara lain terjadi pada kawat terhadap permukaan slot braket. Friksi yang besar diantara kawat dengan dasar slot braket dapat menyebabkan minim atau tidak terjadinya pergerakan gigi. Namun friksi yang besar juga diperlukan pada fase tertentu dalam perawatan ortodonti⁶

Karakteristik kawat ideal sebagai *initial archwire* adalah kemampuan *springback* yang besar, kekakuan yang rendah, *formability* yang baik (bagi kawat stainless steel), simpanan energi (*stored energy/resilien*) yang besar, biokompatibilitas terhadap jaringan baik, dan friksi permukaan yang rendah^{6,8,9}

2.2. Kawat Ortodonti Nickel Titanium

Merupakan kawat dengan bahan dasar yang sebagian besar terdiri dari komponen nikel dan titanium dengan persentase 55 % nikel dan 44-45 % titanium dan kurang dari 1 % unsur lain seperti kobalt, tembaga dan besi.¹² Kawat ini memiliki keunggulan dibandingkan kawat ortodonti lainnya karena memiliki sifat unik yaitu *shape memory* dan superelastisitas.^{1,4,7} Sifat *shape memory* berkaitan erat dengan perubahan temperatur (transformasi temperatur) sementara sifat superelastis lebih pada kemampuan kawat menahan regangan agar tidak terjadi deformasi 8-10 % lebih besar dibanding kawat lainnya.¹³

Nickel titanium sering disebut sebagai sebuah komponen biomaterial yang ideal. Dalam penerapannya selama 30 tahun di bidang medis, material ini telah banyak digunakan sebagai komponen yang digunakan diluar dan

dalam tubuh manusia (*implant*).¹⁴ Dalam penemuan awalnya di periode tahun 1930an, diawali dengan penelitian mencari komponen-komponen material yang bersifat elastis dan memiliki efek *memory shape*. Pada saat itu komponen material nickel dan titanium belum menjadi perhatian dari para peneliti. *Oleander (1932)* menemukan sifat *pseudoelastic* dari material berbahan dasar emas dan kobalt (*Au-Co alloy*), kemudian *Greninger & Mooradian (1938)* menemukan formasi perubahan fase martensit melalui perubahan temperatur dari material berbahan dasar tembaga dan seng (*Cu-Zn alloy*). Penelitian efek *memory shape* akibat perubahan fase menjadi fase martensit pada suatu material dikarenakan perubahan temperatur dipelopori oleh *Kurdjumov & Khandros (1949)* dan *Chang & Read (1951)*.¹⁵

Di awal tahun 1960an, *Buehler* dkk dari laboratorium *U.S. Naval Ordinance* menemukan efek *memory shape* dari material kawat dengan komponen dasar nickel dan titanium. Kemudian penemuan ini menjadi *breakthrough* dalam bidang medis.^{1,4,7,14,15} Mereka memberi nama kawat ini dengan nama “Nitinol”, nama yang merepresentasikan elemen komponen pembentuk kawat yaitu nickel (Ni) dan titanium (Ti), sedangkan “nol” sendiri merupakan singkatan dari *Naval Ordinance Laboratory*.¹⁴ Kemudian material nickel titanium digunakan sebagai *implant* ortopedik untuk pertama kalinya di manusia pada tahun 1968 oleh *Johnson and Alicandri*. Sejak saat itu material ini menjadi banyak penggunaannya di bidang medis. Di bidang kedokteran gigi, khususnya ortodonti, saat ini kawat nickel titanium merupakan kawat ortodonti yang paling banyak digunakan.¹⁴

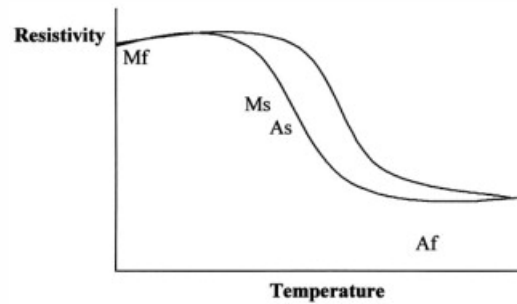
Kawat nickel titanium menjadi populer karena sifat superelastisitas dan *shape memory*.^{1,4,7,16} Berbagai penelitian dilakukan untuk menguji sifat tersebut dalam berbagai percobaan laboratorik. Salah satunya yang paling sering adalah uji defleksi kawat melalui uji defleksi tiga titik (*3-point bending tests*) untuk mempelajari karakteristik kawat dengan membuat defleksi atau simpangan pada kawat hingga menghasilkan gaya dalam jumlah tertentu. Uji lain seperti uji *resisivity* dan *calorimetry* juga dapat dilakukan.^{4,7,17,18,19,20,21}

Sifat superelastis dari kawat nickel titanium dapat dilihat dari proses *load deflection*. Memiliki elastisitas yang tinggi berarti ketika kawat diberi beban (gaya) akan terjadi defleksi. Ketika beban tersebut dihilangkan kawat akan kembali ke bentuk semula, pada saat ini kawat akan mentransmisikan gaya yang didistribusikan ke area dentoalveolar sehingga terjadi pergerakan gigi. Beberapa ahli menyebutkan sifat ini sebagai *pseudoelastis*. Sifat superelastis dan *shape memory* sangat bergantung pada kestabilan *crystallography* (susunan kristal) atom-atom pembentuk kawat.^{3,14,21}

Studi metalurgi menyatakan secara mikroskopis pada kawat nickel titanium terdapat fase-fase bentuk atom didalamnya (*3 dimensional lattice body*), yaitu fase Austenit, fase R, dan fase Martensit. Struktur kristal pada kawat nickel titanium pada temperatur diatas nilai temperatur transisi, yang dikenal dengan *transition temperature range* (nilai bervariasi antara -50°C to 166°C) berbentuk *body centered cubic lattice* dengan sifat yang stabil. Kawat dengan kondisi struktur kristal seperti ini artinya berada pada fase austenit.^{14,19,21,22}

Kawat nickel 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 resistensi elektrik. Fase ini memiliki bentuk struktur 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 namun mudah mengalami deformasi yang permanen dibandingkan pada fase austenit.^{14,15,19,22}

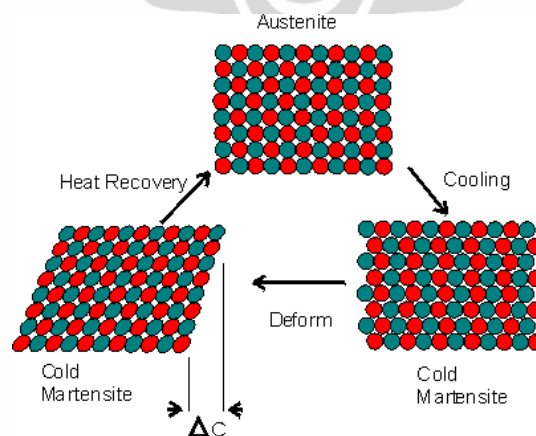
Studi *resistivity* material kawat, yang dilakukan untuk menilai seberapa besar suatu material untuk menahan hantaran arus listrik, dapat dilakukan untuk melihat fase perubahan kawat, karena fase austenit dan martensit kawat memiliki perbedaan resistensi dalam menahan arus listrik.²¹



Gambar 2.4. Diagram *resistivity-temperature* kawat nickel titanium superelastis. *Mf*, Martensit final; *Ms*, martensit awal; *As*, austenit awal; *Af*, austenit final (sumber: Margherita Santoro et all, AJODO 2001)²¹

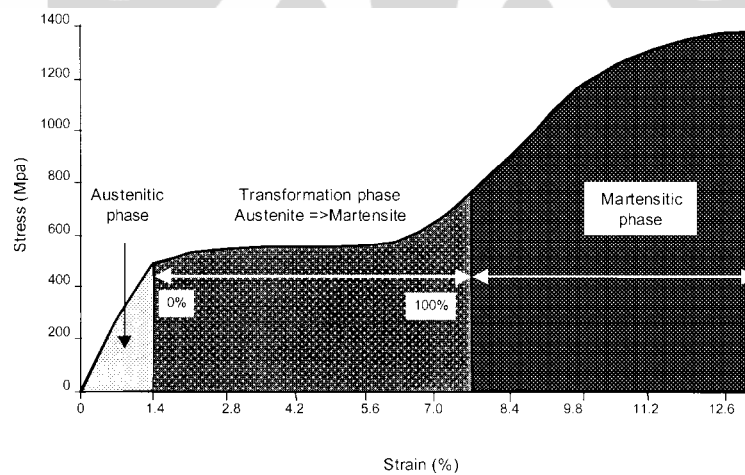
Pada temperatur rendah, kawat berada pada fase martensit (*Mf* ke *Ms*). Fase ini memiliki ketahanan terhadap aliran listrik yang besar. Apabila terjadi kenaikan temperatur menyebabkan perubahan fase yang progresif menjadi austenit (dari *Ms* menjadi *Af*). Pada temperatur yang tinggi (diatas *Af*), kawat akan tetap pada fase austenit dan pada fase ini ketahanan kawat terhadap aliran listrik rendah.²¹

Kawat pada fase martensit akan berubah kembali ke bentuk awalnya yaitu fase austenit apabila kawat dipanaskan dengan temperatur diatas nilai temperatur transisi (pemanasan pada suhu rongga mulut 37⁰C). Sifat unik kawat nickel titanium yang mengalami perubahan fase oleh karena perubahan temperatur ini disebut sebagai sifat *shape memory*. Mekanisme ini terjadi pada kawat nickel titanium tipe *heat activated*.^{12,14,15,17,19,22}



Gambar 2.5. Perubahan struktur kristal atom dari fase austenite- martensit-austenit akibat perubahan temperatur (sumber: <http://www.imagesco.com/articles/nitinol/03.html>)¹²

Perubahan fase kawat dari fase austenit menjadi martensit juga dapat terjadi karena pemberian stress atau beban gaya pada kawat tersebut. Proses ini yang disebut *stress induced martensit*. Pada logam lainnya, apabila diberi suatu beban gaya, akan langsung terjadi deformasi yang permanen. Namun tidak demikian pada kawat nickel titanium. Pada saat diberi *stress* (pemberian beban dengan besar gaya tertentu) pada kawat nickel titanium, terjadi proses perubahan atau transformasi yang *reversible* dari bentuk atom *body centered cubic* (austenit) menjadi bentuk *hexagonal* (martensit). Hal ini yang didefinisikan sebagai sifat superelastisitas dan mekanisme ini yang terjadi pada kawat nickel titanium tipe superelastik. Akan tetapi apabila beban gaya yang diberikan melebihi kapasitas *yield strength* dari kawat, proses deformasi yang permanen (*irreversible*) tetap dapat terjadi pada kawat nickel titanium.^{17,19,22}



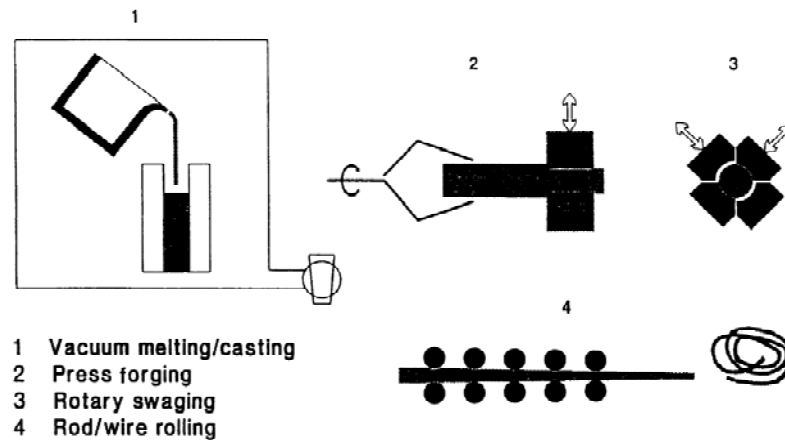
Gambar 2.6. Diagram *stress-strain* kurva perubahan fase kawat nickel titanium dari fase austenit menjadi martensit akibat pemberian gaya pada kawat (sumber : Thompson SA, Int J End, 2000)²²

Sebagai respon atas pemberian beban gaya atau karena terjadi perubahan temperatur diluar nilai temperatur transisi, struktur kristal atom kawat nickel titanium akan mengalami perubahan bentuk struktur kristal (restrukturisasi atom kristal) tanpa terjadi perubahan komposisi dan jumlah atom pembentuknya.^{14,21}

Nilai temperatur transisi sendiri berbeda-beda pada tiap kawat nickel titanium tergantung dari jumlah dan isi komposisi material (*alloy*) pembentuknya.^{12,19}

Walaupun komposisi nickel dan titanium dalam kawat ortodonti nickel titanium hampir sebanding, namun perbedaan jumlah komposisi nickel dan titanium pada kawat dapat mempengaruhi nilai temperatur transisinya. Perbedaan ratio 1 % saja membuat variasi temperatur transisi dari -50°C hingga 100°C . Padahal tiap pabrik memproduksi kawat nickel titanium dengan ratio perbandingan komponen nickel dan titanium yang berbeda-beda. Walaupun demikian, kawat tetap harus diproduksi dengan ratio perbandingan nickel-titanium yang tepat agar dapat berfungsi dengan stabil dan kontinu pada saat diaplikasikan dalam rongga mulut. Selain perbandingan jumlah komposisi nickel dan titanium, penambahan unsur logam lain seperti kobalt, tembaga, dan besi juga dapat mempengaruhi karakteristik kawat nickel titanium.^{12,19,22}

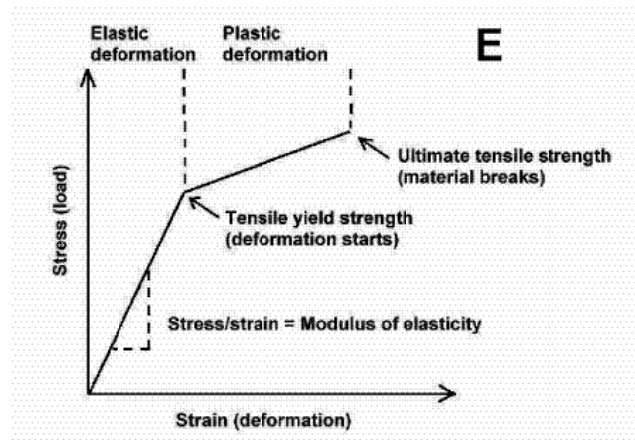
Karakteristik suatu kawat tidak hanya dipengaruhi oleh komposisi unsur logam pembentuknya, namun juga oleh proses pembuatan atau manufakturingnya dari masing-masing pabrik. Proses manufakturing kawat nickel titanium merupakan prosedur kompleks yang secara garis besar terdiri dari tahapan *vacuum melting (casting)*, *press forging*, *rotary swaging* dan *rod/wire rolling*. Proses *casting* merupakan proses pencampuran seluruh *alloy* pembentuk kawat yang dilakukan pada suatu wadah vakum agar terhindar dari kontaminasi unsur-unsur yang tidak diinginkan seperti karbon dan oksigen. Kemudian dilanjutkan ke proses *hot working* di dalam *double melted ingots*. Fungsinya untuk meratakan unsur-unsur *alloy* pembentuk pada keseluruhan kawat agar terbentuk struktur ikatan kristal yang homogen dan stabil didalamnya. Jumlah kadar unsur nickel mempengaruhi proses ini, ketika kadar nickel hanya 55 % dari keseluruhan *alloy*, proses pemerataan akan lebih mudah terjadi dibandingkan apabila kadar nickel yang dicampur lebih besar dari itu. Proses manufakturing terakhir adalah *cold working*, yaitu membuat bentuk dan ukuran kawat yang bervariasi sesuai kebutuhan.²²



Gambar 2.7. Proses manufaktur kawat nickel titanium (sumber : Thompson SA, Int J End, 2000)²²

2.3. Proses deformasi pada kawat ortodonti nickel titanium

Aplikasi penggunaan kawat nickel titanium sebagai material ortodonti harus mempertimbangkan sifat mekaniknya. Pemberian beban atau gaya terhadap kawat harus dibawah nilai *yield strength* agar kawat dapat kembali ke bentuk semula setelah terjadi deformasi. Apabila beban akan diberikan secara berulang, nilainya harus dibawah *fatigue limit*. Selama besar beban yang diberikan masih dalam *range tensile yield strength*, maka kemampuan elastisitas dan *memory shape* dari kawat akan tetap ada, namun apabila telah melewati batas *tensile yield strength*, maka akan terjadi deformasi secara permanen, keadaan ini akan berlanjut hingga terjadi fraktur material akibat pemberian beban yang berlebih^{15,22}



Gambar 2.8. Skema grafik *stress-strain* pada kawat ortodonti nickel titanium. Kawat bersifat elastis hingga pemberian beban mencapai *tensile yield strength*, setelah melewati batas tersebut, proses deformasi permanen mulai terjadi dan bila pemberian beban tetap berlanjut, dapat terjadi fraktur material (sumber: homepage of Oulu University Library, 2000)¹⁵

Kawat ortodonti nickel titanium superelastis dapat mengalami deformasi permanen hingga fraktur tergantung dari beberapa faktor, bisa karena faktor internal atau eksternal. Faktor internal seperti perbedaan persentase jumlah *alloy* pembentuknya yaitu nickel, titanium, cobalt, tembaga dan besi yang dapat mempengaruhi karakteristik kawat.^{12,22} Faktor eksternal menyangkut besar beban yang diberikan, temperatur rongga mulut dan proses manufaktur.²³ Beberapa penelitian dilakukan untuk menganalisa deformasi permanen pada kawat nickel titanium. Penelitian untuk melihat deformasi permanen kawat secara makroskopis, dapat dilakukan antara lain dengan menggunakan *typodont*, menggunakan batangan gelas yang disusun sesuai susunan gigi dalam lengkung rahang dengan satu batang dibuat malposisi agar terjadi defleksi kawat, atau melalui uji defleksi kawat lainnya.^{24,25,26,27}

Andreasen dan Barret (1970) membandingkan beberapa jenis kawat ortodonti dengan menggunakan *typodont* dengan susunan gigi yang dibuat malposisi selama satu jam. Hasil penelitiannya menyatakan terdapat faktor-faktor yang menentukan deformasi permanen pada kawat yang terjadi pada penelitian ini, yaitu besarnya simpangan yang terjadi, jarak interbraket dan jenis kawat.²⁴ Kawat nickel titanium terbukti memiliki *working range* 55% lebih besar

dibandingkan kawat stainless steel. Semakin besar *working range* kawat maka kemungkinan untuk terjadi deformasi permanen juga semakin kecil.²⁴ Barrowes (1982) membuktikan kawat nickel titanium mengalami deformasi permanen hingga 7 % setelah diaplikasikan dalam defleksi tertentu selama 4 minggu.²⁵

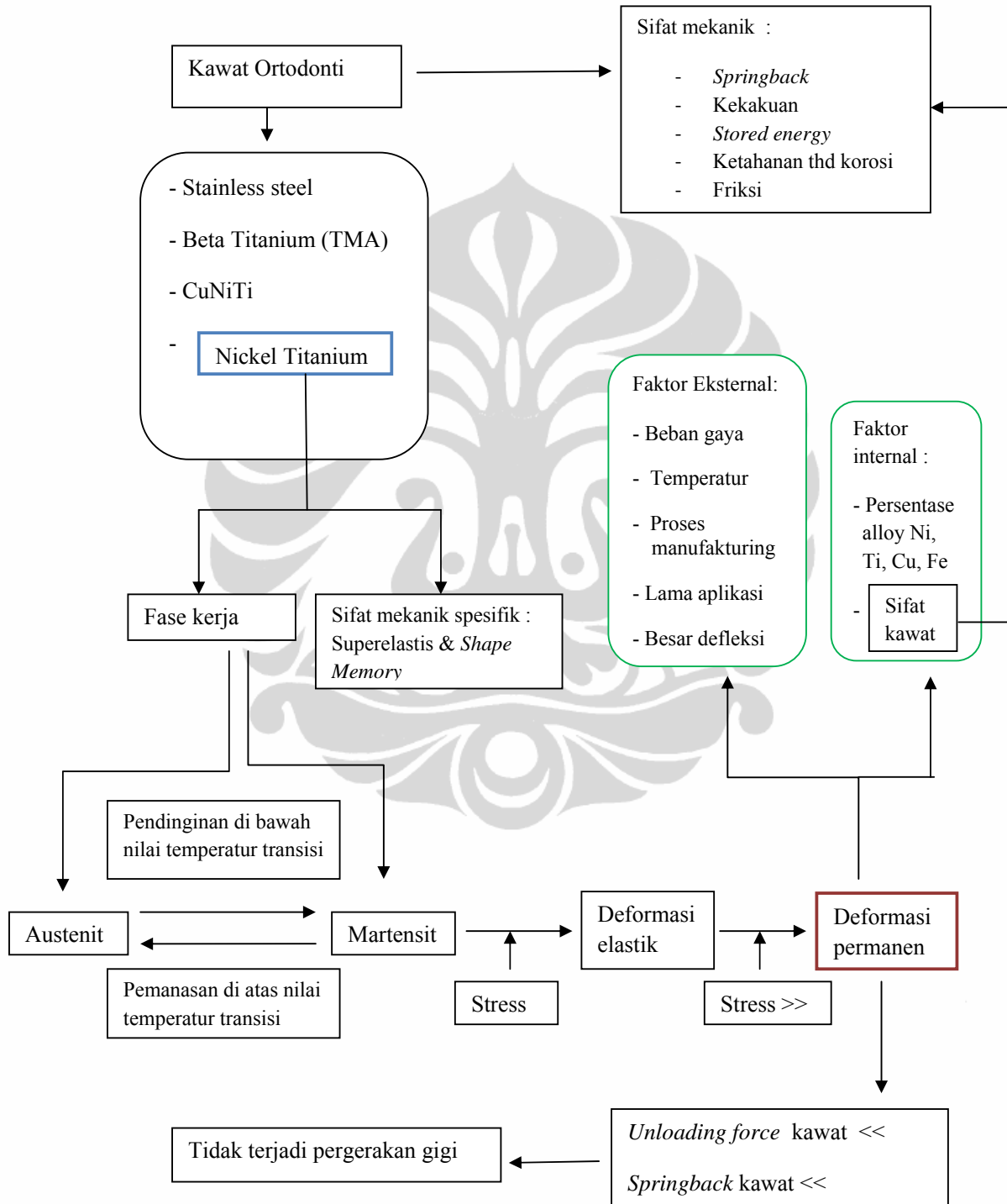
Pemeriksaan mendetail untuk melihat deformasi permanen pada kawat adalah melihat secara mikroskopis melalui pemeriksaan SEM (*scanning electron microscopy*). James B et all (2005) menyatakan dalam studi penelitiannya, bahwa kawat nickel titanium dapat terjadi deformasi permanen hingga fraktur melalui pemberian beban secara *tensile-compressive* (tekanan) dan torsional (putaran). Penelitiannya dilakukan dalam *range* temperatur -196°C hingga 500°C . Melalui pemeriksaan SEM (*scanning electron microscopy*), selain terlihat gambaran deformasi secara permanen, terlihat juga gambaran korosi (pelepasan ion hidrogen) dari permukaan kawat sebagai pertanda telah terjadinya fraktur mikroskopis.²⁸

Deformasi permanen kawat ortodonti juga berkaitan dengan sifat *springback* dan besar gaya yang dapat dihasilkan untuk menggerakkan gigi. Memiliki nilai *springback* yang besar membuat kawat yang telah mengalami deformasi permanen masih bisa kembali ke bentuk semula walaupun tidak sempurna.^{22,27} Adapun berkaitan dengan besar gaya, apabila pada kawat mulai terjadi proses deformasi, seiring dengan itu besar gaya aktivasi dan deaktivasi yang dihasilkan kawat juga berkurang.^{26,27} Besar gaya pada saat kawat telah mengalami deformasi permanen tidak lagi bisa diukur menggunakan Hukum Hooke, yaitu nilai gaya yang dihasilkan kawat adalah hasil perkalian konstanta kawat dan besarnya defleksi yang terjadi ($F = K \cdot \Delta x$), karena kawat telah mengalami perubahan bentuk dan struktur molekuler secara permanen.²⁹ Dengan tidak dapatnya dihitung besar gaya yang dihasilkan, maka kemampuan *springback* kawat juga tidak lagi dapat ditentukan.^{11,29}

Hingga saat ini tidak banyak penelitian yang meneliti spesifik mengenai deformasi permanen dari kawat ortodonti nickel titanium yang diaplikasikan dalam jangka waktu yang lama. Dari sekian banyak produk kawat ortodonti yang beredar, belum banyak penelitian yang membandingkan kualitas masing-masing

kawat melalui proses deformasi permanen yang terjadi. *Burstone* (1985) dan *Miura* (1986), masing-masing melakukan penelitian yang membuktikan bahwa kawat *Japanese* dan *Chinese* nickel titanium memiliki *working range* yang lebih baik dibandingkan nitinol, namun tidak meneliti sampai pada proses deformasi permanen yang terjadi.^{17,30} *Hudgins* dan *Erikson* (1990) melakukan penelitian mengenai deformasi permanen jangka panjang pada beberapa kawat ortodonti. Hasil dari penelitian ini adalah kawat nickel titanium memiliki efek *springback* yang lebih besar dan paling sedikit mengalami deformasi permanen dibandingkan pada kawat stainless steel dan beta titanium.²⁶ Selain itu dari penelitian ini disebutkan bahwa apabila suatu kawat nickel titanium telah mengalami deformasi permanen lebih dari satu milimeter, maka kawat tersebut tidak dapat lagi digunakan dalam perawatan ortodonti.²⁶ *Cornelis AJ et all* (2008) dalam penelitiannya terhadap beberapa kawat ortodonti berdiameter 0.014 inci apabila didefleksikan sebesar tiga milimeter selama tujuh minggu, membuktikan bahwa terjadi deformasi permanen kurang dari setengah milimeter pada kawat nickel titanium dan deformasi permanen yang terjadi pada kawat stainless steel adalah empat kali lebih besar.²⁸

2.4. Kerangka Teori



BAB 3

KERANGKA KONSEP PENELITIAN, HIPOTESIS, VARIABEL PENELITIAN DAN DEFINISI OPERASIONAL

3.1 Kerangka Konsep



3.2 Hipotesis Penelitian

1. Tidak ada perbedaan deformasi permanen kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci dari produk kawat A,B,C,D dan E pada sisi kanan dan sisi kiri kawat apabila diaplikasi selama 336 jam maupun selama 504 jam
2. Ada perbedaan deformasi permanen pada kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci dari masing-masing produk kawat A,B,C,D dan E pada saat diaplikasi pada waktu yang berbeda (336 jam terhadap 504 jam)
3. Ada perbedaan deformasi permanen pada kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci antara produk A,B,C,D dan E apabila dibandingkan satu sama lainnya pada saat diaplikasi selama 336 jam dan 504 jam

3.3 Variabel Penelitian

Variabel terikat pada penelitian ini adalah deformasi permanen yang terjadi pada kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci yang diaplikasikan selama 336 jam dan 504 jam. Variabel bebas adalah kawat nickel titanium

superelastis diameter 0.014 inci produk A,B,C,D dan E yang didefleksikan sebesar 7 mm

3.4 Definisi Operasional

Variabel	Definisi operasional	Alat ukur	Satuan	Skala
Deformasi permanen	Perubahan lengkung dari kawat ortodonti secara makroskopis yang diukur pada aplikasi selama 336 jam dan 504 jam. Pengukuran menggunakan kaliper digital dengan cara meletakkan dua buah kawat pada satu bidang kertas millimeter blok dan saling dihipitkan. Dua buah kawat tersebut adalah kawat yang telah diaplikasikan dan kawat baru yang belum pernah digunakan, keduanya berasal dari produk yang sama. Kemudian jarak antara kedua kawat tersebut diukur	Kaliper digital	Milimeter	Numerik
Kawat Ortodonti	Kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci rahang atas yang diproduksi oleh Ormco, 3M Unitek, Ortho Organizer, Versaden dan IMD Orthoshaped yang didefleksikan sebesar 7 mm			

BAB 4

METODE PENELITIAN

4.1. Jenis Penelitian

Penelitian ini adalah penelitian eksperimental laboratorik

4.2. Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian dilaksanakan di Laboratorium Ilmu Material Kedokteran Gigi, Departemen Dental Material FKG UI pada bulan Januari-Februari 2012

4.3. Populasi dan Sampel Penelitian

Populasi penelitian adalah berbagai macam produk kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci. Objek penelitian adalah kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci produk Ormco, 3M, Ortho Organizer, Versaden dan IMD Ortho Shaped

4.4. Jumlah Sampel

Menganalisa besarnya deformasi permanen pada produk kawat yang sama untuk menentukan jumlah sampel adalah dengan perhitungan sesuai rumus sampel data numerik berpasangan:

$$n = \left\{ \frac{(Z_{\alpha} + Z_{\beta}) S}{X_1 - X_2} \right\}^2$$

$$n = \left\{ \frac{(1,96 + 0,842) 0,04}{0,05} \right\}^2$$

$$n = 5,024$$

Keterangan :

SD = standard deviasi yang diperoleh dari penelitian sebelumnya²⁶, bernilai 0,04

$Z\alpha$ = bernilai 1,96 (dengan menetapkan kesalahan tipe I adalah 5 %)

$Z\beta$ = bernilai 0,842 (dengan menetapkan kesalahan tipe II adalah 20 %)

$X1-X2$ = selisih minimal yang dianggap bermakna, bernilai 0,05

Agar tidak terjadi bias dan kesalahan saat penelitian maka spesimen dibulatkan menjadi 5 buah

4.5. Alat dan Bahan Penelitian

1. Satu set *typodont* rahang atas yang akan digunakan sebagai model contoh
2. Gigi akrilik dengan bentuk dan ukuran yang menyerupai gigi manusia. Terdiri dari gigi insisif sentral, insisif lateral, kaninus dan premolar satu kanan dan kiri rahang atas
3. Gypsum merah merk SSS New Gypstone untuk menanam gigi akrilik
4. Kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci produk Ormco, 3M Unitek, Ortho Organizer, Versaden dan IMD Ortho Shaped masing-masing berjumlah 5 buah (total berjumlah 25 buah).
5. Braket ortodonti Edgewise slot 022 dari produk Shinye (yang digunakan adalah braket untuk gigi insisif sentral, insisif lateral, kaninus dan premolar satu kanan dan kiri rahang atas)
6. Elastomerik *ring* produk 3M Unitek
7. Saliva buatan dengan komposisi NaCl 0,7 gr/L. KSCN 0,33 gr/L. NaHCO₃ 1,5 gr/L, urea 0,26 gr/L, KH₂PO₄ 0,2 gr/L. Derajat keasaman (pH) 6,75
8. Inkubator dengan temperatur 37⁰C
9. Wadah akrilik untuk merendam model penelitian dalam larutan saliva buatan
10. *Mosquito plier*

11. Milimeter blok
12. Kaliper digital merek Krisbow
13. Lem super glue
14. *Stop watch*
15. Spidol Marker
16. Bahan cetak *double impression* dari produk GC

4.6. Cara kerja Penelitian

1. Satu set model *typodont* rahang atas dimodifikasi susunan gigi geliginya. Disusun posisi gigi insisif lateral kanan dan kiri lebih ke palatal daripada gigi geligi lainnya. Jarak antara permukaan labial gigi kaninus dan insisif sentral terhadap permukaan labial gigi insisif lateral sama dengan 7 mm. Pengukuran menggunakan kaliper digital (lampiran 13)
2. Model *typodont* dicetak menggunakan bahan cetak *double impression* (lampiran 13)
3. Pada hasil cetakan disusun gigi akrilik insisif sentral, insisif lateral, kaninus dan premolar satu kanan dan kiri rahang atas (lampiran 13)
4. Kemudian cetakan segera dicor dengan gips merah (lampiran 13)
5. Pada hasil cor diukur kembali jarak gigi geligi untuk menyamakan dengan model *typodont* (lampiran 13)
6. Setelah mengeras, hasil cor dibuatkan basis dengan gips putih. Hasil ini yang menjadi prototipe penelitian (lampiran 13).
7. Prototipe tersebut dibuat sebanyak 25 set. Lalu dibagi menjadi 5 kelompok (mewakili produk kawat A,B,C,D dan E). Tiap kelompok terdiri dari 5 set (5 sampel untuk satu produk kawat). Kemudian masing-masing prototipe diberi nama (lampiran 14)

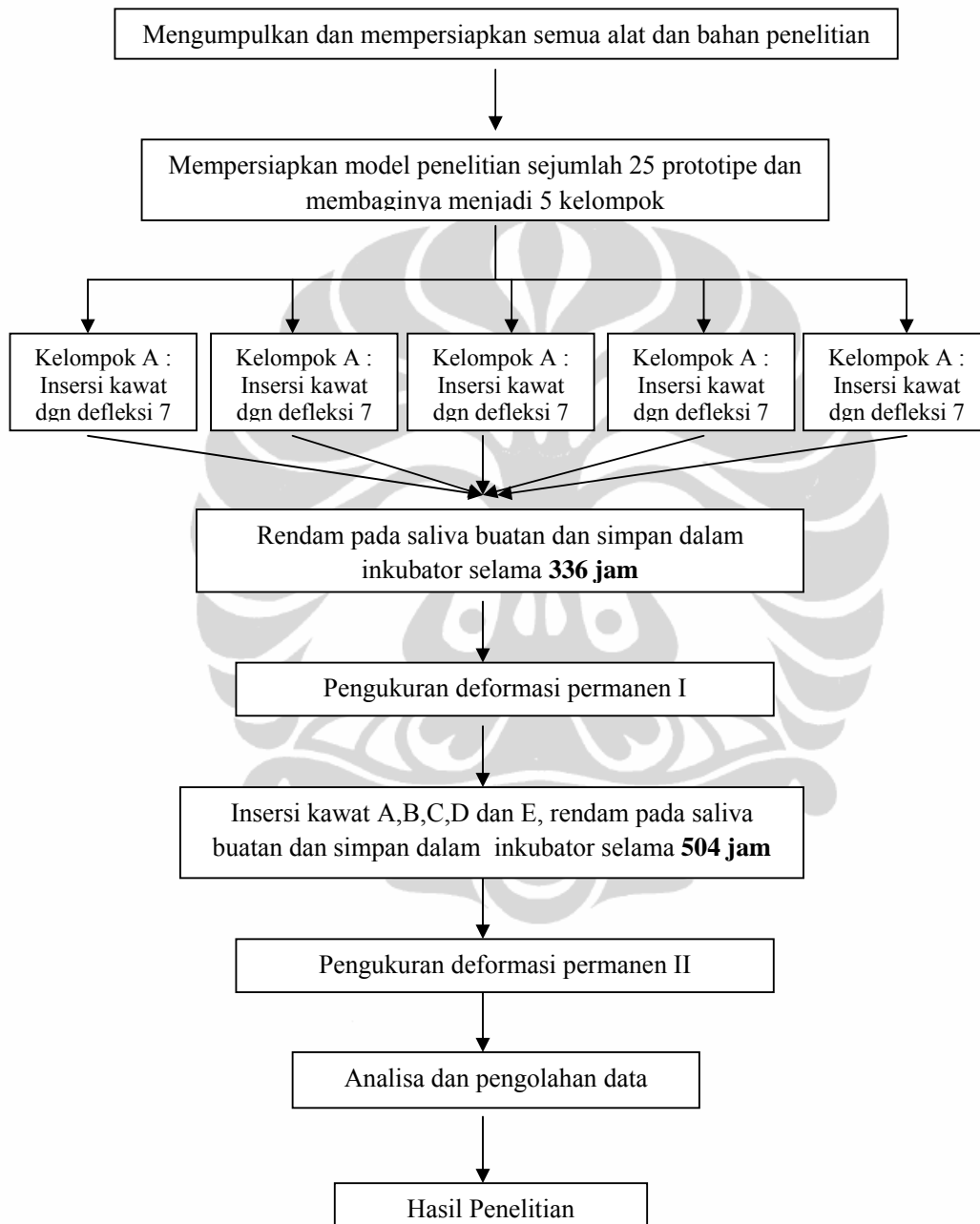
8. Gigi-gigi pada prototipe penelitian ditempel braket Edgewise slot 022 (menggunakan lem *super glue*) pada permukaan labialnya dengan posisi tepat ditengah sejajar sumbu gigi dan tinggi braket yang sama yaitu 4 mm (lampiran 14)
9. Kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci di ligasi kedalam semua braket menggunakan *elastomeric ring* pada tiap prototipe, dan pada ujungnya (distal braket premolar satu) dilakukan *chinch back* (lampiran 14)
10. Pemasangan kawat pada tiap-tiap prototipe penelitian diberi jeda waktu 20 menit. Sepuluh prototipe (yang mewakili 2 produk kawat) dipasang di hari berikutnya dengan jeda waktu yang sama (20 menit)
11. Prototipe yang telah dipasang kawat kemudian direndam dalam larutan saliva buatan dan disimpan dalam inkubator selama waktu yang ditentukan yaitu selama 336 jam dan 504 jam (lampiran 15)
12. Dibuat media pengukuran dengan mengambil satu lengkung kawat baru dari masing-masing produk (kawat yang belum pernah digunakan), lalu kawat tersebut ditempel pada kertas millimeter blok, dan kertas di laminating
14. Setelah diaplikasi selama 3 minggu (336 jam), prototipe penelitian dikeluarkan dari inkubator, diangkat dari wadah dan dikeringkan. Lalu pada garis *midline* dan bagian kawat yang didefleksikan (titik di kawat ditengah-tengah braket gigi insisif lateral) ditandai dengan marker (lampiran 15)
15. Kawat dilepas dan ditempel berhimpit dengan lengkung kawat baru dari produk yang sama (pada media pengukuran). Kawat difiksasi dengan isolasi agar tidak bergerak pada waktu diukur.
16. Kemudian dilakukan pengukuran pada jarak antara lengkung kawat baru terhadap titik yang telah ditandai pada kawat yang diaplikasi. Pengukuran dilakukan dengan kaliper digital, yang telah dikalibrasi terlebih dahulu, menggunakan bagian ujung yang terkecil, dimana ujung dari kaliper tersebut berada di sisi bagian dalam antara dua kawat yang diukur (lampiran 16)

17. Kawat dipasang kembali pada prototipe untuk direndam saliva buatan dan disimpan kembali dalam inkubator. Jam pemasangan adalah di jam yang sama dengan jam pada saat kawat pertama kali diaplikasi (3 minggu yang lalu).
18. Seminggu kemudian kawat dilepas dan diukur kembali (untuk pengukuran deformasi permanen selama aplikasi 504 jam) dengan prosedur pengukuran yang sama
19. Semua data dicatat dan dianalisa

4.7. Manajemen Data

Pengujian statistik diawali dengan analisa validitas dan reliabilitas data dan instrumen pengukuran. Setelah itu dilakukan uji univariat untuk memperoleh nilai rerata, maksimum dan minimum serta standar deviasi dari masing-masing kelompok. Kemudian dilakukan analisa data uji t test berpasangan untuk membandingkan perbedaan deformasi permanen kawat ortodonti nickel titanium superelastic diameter 0.014 inci bagi dari satu produk kawat yang sama pada dua sisi dan waktu yang berbeda. Terakhir dilakukan uji *one way* ANOVA-Post Hoc dilakukan untuk membandingkan perbedaan deformasi permanen dari berbagai produk kawat ortodonti nickel titanium superelastik diameter 0.014 inci.

4.8. Alur Penelitian



BAB 5

HASIL PENELITIAN

Penelitian dilakukan di laboratorium Dental Material Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia. Penelitian dilakukan untuk mengetahui dan membandingkan berapa besar deformasi permanen pada beberapa produk kawat ortodonti nickel titanium diameter 0,014 inci yang didefleksikan sebesar 7 mm selama 336 jam dan 504 jam. Digunakan lima produk kawat yaitu dari Ormco (produk A), 3M Unitek (produk B), Ortho Organizer (produk C), IMD Orthoshaped (produk D) dan Versaden (produk E).

Pengukuran deformasi permanen dengan cara meletakkan dua buah kawat pada satu bidang kertas millimeter blok dan saling dihipitkan. Dua buah kawat tersebut adalah kawat yang telah didefleksikan dan kawat baru yang belum pernah digunakan, keduanya berasal dari produk yang sama. Kemudian jarak defleksi antara kedua kawat tersebut diukur. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan kaliper digital. Hasil yang diukur berupa skala millimeter (mm). Nilai hasil pengukuran tersebut yang didefinisikan sebagai besar deformasi permanen pada kawat.

Setelah diperoleh data numerik hasil penelitian, data kemudian diolah dengan program komputerisasi SPSS 17.0. Langkah awal adalah melakukan uji validitas dan reliabilitas kualitas data dan instrumen penelitian. Uji ini dilakukan untuk mengetahui apakah metode pengukuran pada penelitian ini valid dan dapat dipercaya sehingga dapat menghasilkan kualitas data-data numerik yang juga valid dan dapat dipercaya untuk dilakukan uji hasil penelitian. Pada penelitian ini dilakukan uji reliabilitas konsistensi internal (*Cronbach Alpha*). Hasil uji memperoleh koefisien reliabilitas ($\alpha = 0,759$), dikonfirmasi uji *Corrected Item-Total Correlation* dimana keseluruhan angka bernilai positif, menunjukkan bahwa instrumen penelitian dapat dipercaya. Uji validitas dengan metode korelasi *Pearson* menunjukkan semua angka lebih kecil dari nilai signifikansi 0,05. Oleh karena itu dapat dinyatakan bahwa metode pengukuran pada hasil penelitian ini valid pada taraf kepercayaan 5% (lampiran 1).

Setelah uji validitas dan reliabilitas, dilakukan uji hasil penelitian yang akan memperoleh distribusi data dari tiap-tiap variabel penelitian. Melalui distribusi data ini akan terlihat karakteristik dari variabel melalui nilai rerata (mean), standar deviasi, dan nilai maksimum-minimum.

Pada tabel 1, terlihat perolehan hasil uji deformasi permanen nickel titanium diameter 0.014 inci superelastis pada 5 produk kawat yang didefleksikan selama 336 jam. Berdasarkan nilai rerata, standar deviasi, nilai maksimum-minimum dari deformasi permanen kawat A,B,C,D dan E pada sisi kanan kawat yang diaplikasi selama 336 jam, pada kelompok A memiliki nilai rata-rata 1,042 mm, pada kelompok B sebesar 1,154 mm, kelompok C 1,418 mm, kelompok D 1,538 mm dan kelompok E sebesar 1,252 mm. Deformasi permanen paling minim terjadi pada kawat A yaitu sebesar 0,89 mm dan paling besar terjadi pada kawat D yaitu sebesar 1,58 mm.

Berdasarkan nilai rerata, standar deviasi, nilai maksimum-minimum dari deformasi permanen kawat A,B,C,D dan E pada sisi kiri kawat yang diaplikasi selama 336 jam Pada kelompok A didapat bahwa deformasi permanen kawat tersebut memiliki nilai rata-rata 0,99 mm, pada kelompok B sebesar 1,168 mm, kelompok C sebesar 1,412 mm, kelompok D sebesar 1,422 mm dan kelompok E sebesar 1,23 mm. Deformasi permanen paling minim terjadi pada kawat A yaitu sebesar 0,84 mm dan paling besar terjadi pada kawat C yaitu sebesar 1,60 mm.

Tabel 5.1. Hasil uji deformasi permanen kelompok kawat A,B,C,D,E yang didefleksikan sebesar 7 mm pada sisi kanan dan kiri kawat selama 336 jam

	n	Mean		Standar Deviasi		Minimum		Maksimum	
		Kanan	Kiri	Kanan	Kiri	Kanan	Kiri	Kanan	Kiri
Kel. A	5	1,042	0,990	0,132	0,151	0,89	0,84	1,21	1,22
Kel. B	5	1,154	1,168	0,045	0,069	1,11	1,08	1,22	1,24
Kel. C	5	1,418	1,142	0,054	0,170	1,36	1,23	1,49	1,60
Kel. D	5	1,538	1,422	0,027	0,055	1,51	1,35	1,58	1,50
Kel. E	5	1,252	1,230	0,048	0,031	1,20	1,19	1,31	1,27

Pada tabel 2, terlihat nilai rerata, standar deviasi, nilai maksimum-minimum dari deformasi permanen produk kawat A,B,C,D dan E pada sisi kanan dan kiri kawat yang diaplikasi selama 504 jam. Pada sisi kanan, kelompok A memiliki nilai rata-rata 1,306 mm, pada kelompok B sebesar 1,258 mm, kelompok C sebesar 1,558 mm, kelompok D sebesar 1,600 mm dan kelompok E sebesar 1,428 mm. Deformasi permanen paling minim terjadi pada kawat A yaitu sebesar 0,91 mm dan paling besar terjadi pada kawat D yaitu sebesar 1,70 mm. Pada sisi kiri, kelompok kawat A memiliki nilai rata-rata 1,534 mm, pada kelompok B sebesar 1,362 mm, kelompok C sebesar 1,614 mm, kelompok D sebesar 1,516 mm dan kelompok E sebesar 1,322 mm. Deformasi permanen paling minim terjadi pada kawat E yaitu sebesar 1,27 mm dan paling besar terjadi pada kawat C yaitu sebesar 1,82 mm

Tabel 5.2. Hasil uji deformasi permanen kelompok kawat A,B,C,D,E yang didefleksikan sebesar 7 mm pada sisi kanan dan kiri kawat selama 504 jam

	n	Mean		Standar Deviasi		Minimum		Maksimum	
		Kanan	Kiri	Kanan	Kiri	Kanan	Kiri	Kanan	Kiri
Kel. A	5	1,306	1,584	0,226	0,161	0,91	1,31	1,48	1,75
Kel. B	5	1,258	1,362	0,032	0,050	1,22	1,32	1,30	1,43
Kel. C	5	1,558	1,614	0,106	0,183	1,42	1,41	1,65	1,82
Kel. D	5	1,600	1,516	0,058	0,064	1,55	1,45	1,70	1,60
Kel. E	5	1,428	1,322	0,073	0,055	1,37	1,27	1,55	1,41

Setelah diperoleh data hasil uji deformasi permanen, dilakukan uji normalitas data pada masing-masing kelompok pada 2 sisi dari setiap waktu aplikasi yang berbeda, yaitu 336 jam dan 504 jam. Sebaran data pada kelompok A, B, C, D dan E sisi kanan dan kiri pada aplikasi 336 dan 504 jam diperoleh hasil data normal. Pengujian dilakukan dengan uji Shapiro-Wilk (lampiran 2 dan 3).

Karena distribusi data menunjukkan hasil yang normal, maka untuk menguji perbedaan deformasi permanen pada kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci dari masing-masing produk kawat A,B,C,D dan E pada dua

sisi yang berbeda (sisi kanan dan kiri) dan didefleksikan selama 336 jam dan 504 jam, digunakan uji t-test berpasangan.

Pada tabel 3 terlihat hasil uji membandingkan perbedaan deformasi permanen antara sisi kanan dengan sisi kiri pada satu produk kawat yang diaplikasikan selama 336 jam, hasil uji t test berpasangan membuktikan bahwa pada kelompok A (nilai $p=0,407$), kelompok B (nilai $p= 0,707$), kelompok C (nilai $p= 0,93$) dan kelompok E (nilai $p= 0,435$) tidak terdapat perbedaan bermakna pada deformasi permanen di sisi kanan terhadap sisi kiri kawat. Sehingga hipotesa penelitian bahwa tidak ada perbedaan deformasi permanen kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci dari produk kawat A,B,C dan E pada sisi kanan dan sisi kiri kawat apabila diaplikasi selama 336 jam **diterima**. Kecuali pada kelompok D (nilai $p= 0,008$), terdapat perbedaan bermakna pada sisi kanan terhadap sisi kiri kawat, oleh karena itu hipotesa penelitian pada kelompok D **ditolak**.

Tabel 5.3. Hasil uji t test berpasangan perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kanan terhadap sisi kiri pada aplikasi 336 jam

Kelompok	Nilai rerata sisi kanan (mm)	Nilai rerata sisi kiri (mm)	Perbedaan rerata (mm)	p
A	1,042	0,990	0,052	0,407
B	1,154	1,168	0,014	0,707
C	1,418	1,142	0,276	0,930
D	1,538	1,422	0,116	0,008
E	1,252	1,230	0,022	0,435

* $p<0,05$ (signifikan)

Pada tabel 4 terlihat hasil uji membandingkan perbedaan deformasi permanen antara sisi kanan dengan sisi kiri pada satu produk kawat yang diaplikasikan selama 504 jam, hasil uji t test berpasangan membuktikan bahwa pada kelompok A (nilai $p= 0,01$), kelompok B (nilai $p= 0,044$), kelompok C ($p= 0,028$), kelompok D ($p= 0,049$) dan kelompok E (nilai $p= 0,01$) terdapat perbedaan bermakna pada deformasi permanen di sisi kanan terhadap sisi kiri

kawat. Sehingga hipotesa penelitian bahwa tidak ada perbedaan deformasi permanen kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci dari produk kawat A,B, C, D dan E pada sisi kanan dan sisi kiri kawat apabila diaplikasi selama 504 jam **ditolak**.

Tabel 5.4. Hasil uji t test berpasangan perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kanan terhadap sisi kiri pada aplikasi 504 jam

Kelompok	Nilai rerata sisi kanan (mm)	Nilai rerata sisi kiri (mm)	Perbedaan rerata (mm)	p
A	1,306	1,584	0,278	0,010
B	1,258	1,362	0,104	0,044
C	1,558	1,614	0,056	0,028
D	1,600	1,516	0,084	0,049
E	1,428	1,322	0,106	0,010

*p<0,05 (signifikan)

Pada tabel 5 terlihat hasil uji membandingkan perbedaan deformasi permanen dari satu produk kawat pada sisi kanan yang diaplikasikan selama waktu yang berbeda, yaitu 336 jam dan 504 jam. Hasil uji t test berpasangan membuktikan bahwa pada kelompok A (nilai p=0,021), kelompok B (nilai p= 0,009), kelompok C (nilai p= 0,009) dan kelompok E (nilai p= 0,000) terdapat perbedaan bermakna pada deformasi permanen. Sehingga hipotesa penelitian bahwa terdapat perbedaan deformasi permanen kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci dari produk kawat A,B,C dan E pada sisi kanan kawat apabila diaplikasi pada waktu yang berbeda **diterima**. Kecuali pada kelompok D (nilai p= 0,081), tidak terdapat perbedaan bermakna, maka hipotesa penelitian pada kelompok D **ditolak**.

Tabel 5.5. Hasil uji t test berpasangan perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kanan pada aplikasi 336 jam terhadap 504 jam

Kelompok	Nilai pada aplikasi 336 jam (mm)	Nilai pada aplikasi 504 jam (mm)	Perbedaan rerata (mm)	p
A	1,042	1,306	0,264	0,021
B	1,154	1,258	0,104	0,090
C	1,418	1,558	0,140	0,090
D	1,538	1,600	0,062	0,081
E	1,252	1,428	0,176	0,000

*p<0,05 (signifikan)

Pada tabel 6 terlihat hasil uji membandingkan perbedaan deformasi permanen dari satu produk kawat pada sisi kiri yang diaplikasikan selama waktu yang berbeda, yaitu 336 jam dan 504 jam (tabel 10). Hasil uji t test berpasangan membuktikan bahwa pada kelompok A (nilai p=0,004), kelompok B (nilai p= 0,001), kelompok C (nilai p= 0,002) dan kelompok E (nilai p= 0,042) terdapat perbedaan bermakna pada deformasi permanen. Sehingga hipotesa penelitian bahwa terdapat perbedaan deformasi permanen kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci dari produk kawat A,B,C dan E pada sisi kiri kawat apabila diaplikasi pada waktu yang berbeda **diterima**. Kecuali pada kelompok D (nilai p= 0,067), tidak terdapat perbedaan bermakna, oleh karena itu hipotesa penelitian pada kelompok D **ditolak**.

Tabel 5.6. Hasil uji t test berpasangan perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kanan pada aplikasi 336 jam terhadap 504 jam

Kelompok	Nilai pada aplikasi	Nilai pada aplikasi	Perbedaan rerata (mm)	p
	336 jam (mm)	504 jam (mm)		
A	0,990	1,584	0,594	0,004
B	1,168	1,362	0,194	0,001
C	1,142	1,614	0,472	0,002
D	1,422	1,516	0,094	0,067
E	1,230	1,322	0,092	0,042

*p<0,05 (signifikan)

Untuk mengetahui ada tidaknya perbedaan deformasi permanen antara berbagai produk kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci, digunakan uji *one way ANOVA*. Namun sebelum uji tersebut dilakukan, harus dipastikan sebaran data yang dimiliki normal dan varians seragam (homogen). Karena uji normalitas data telah dilakukan sebelumnya, maka dilakukan uji varians data (lampiran 7). Hasil uji menunjukkan nilai $p < 0.05$, kecuali pada kelompok kawat sisi kanan yang diaplikasi selama 504 jam, sehingga dapat disimpulkan terdapat dua kelompok atau lebih yang memiliki varians data yang berbeda bermakna. Oleh karena itu dilakukan langkah transformasi data terlebih dahulu. Setelah diperoleh data varians yang homogen, uji *one way ANOVA* baru dapat dilakukan.

Pada tabel 7, terlihat hasil uji *one way ANOVA*, pada hasil uji perbandingan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci sisi kanan dari 5 produk kawat yang berbeda selama aplikasi 336 jam, memiliki nilai signifikansi $p = 0,000$. Hasil uji perbandingan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci pada sisi kiri dari 5 produk kawat yang berbeda selama aplikasi 336 jam, memiliki nilai signifikansi $p = 0,000$. Hasil uji perbandingan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci pada sisi kanan dari 5 produk kawat yang berbeda selama aplikasi 504 jam nilai signifikansi $p = 0,001$ dan hasil uji perbandingan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci pada sisi kiri

dari 5 produk kawat yang berbeda selama aplikasi 504 jam, memiliki nilai signifikansi $p= 0,003$

Tabel 5.7. Uji one way ANOVA perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci antara kelompok A,B,C,D,E pada kedua sisi kawat selama aplikasi 336 jam dan 504 jam

	F	p
Kawat A,B,C,D,E sisi kanan selama aplikasi 336 jam	34.226	.000
Kawat A,B,C,D,E sisi kiri selama aplikasi 336 jam	13.585	.000
Kawat A,B,C,D,E sisi kanan selama aplikasi 504 jam	7.781	.001
Kawat A,B,C,D,E sisi kiri selama aplikasi 504 jam	5.610	.003

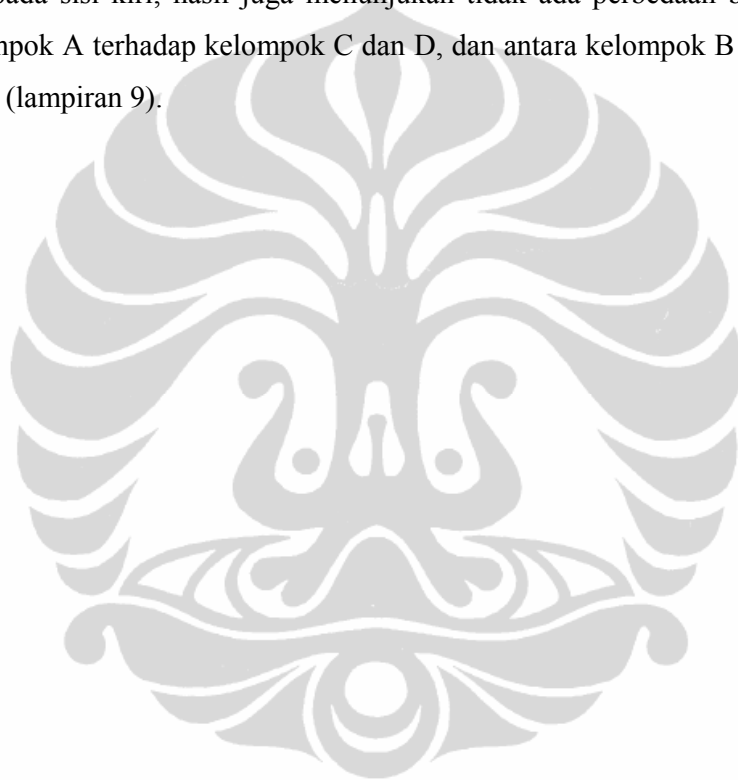
* $p<0,05$ (signifikan)

Karena keseluruhan hasil menunjukkan nilai $p<0,05$ maka disimpulkan terdapat perbedaan yang bermakna pada deformasi permanen antara kawat produk. Oleh karena itu hipotesa penelitian, yang menyatakan bahwa ada perbedaan deformasi permanen pada kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci antara produk A,B,C,D dan E apabila dibandingkan satu sama lainnya pada kedua sisi kawat saat diaplikasi selama 336 jam dan 504 jam, **diterima.**

Dari hasil uji *one way ANOVA*, apabila ingin dilihat lebih detail signifikansi perbedaan deformasi permanen pada kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci antara satu produk kawat dengan kawat lainnya, maka dilanjutkan dengan melakukan uji Post Hoc. Pada tabel hasil uji Post Hoc, pada aplikasi selama 336 jam, diperoleh hasil bahwa terdapat perbedaan bermakna yang signifikan pada deformasi permanen antara kelompok kawat A,B,C,D,E pada hampir keseluruhan kelompok. Hasil tidak ada perbedaan

bermakna hanya terjadi antara kelompok kawat B terhadap kawat E pada kedua sisi kanan-kiri dan kelompok kawat C terhadap kawat D di sisi kiri (lampiran 8).

Pada uji Post Hoc untuk aplikasi selama 504 jam, jumlah kelompok yang menunjukkan hasil terdapat perbedaan bermakna yang signifikan pada deformasi permanen antara kelompok kawat A,B,C,D,E menjadi berkurang. Pada sisi kanan kawat, antara kelompok A terhadap kelompok B dan E tidak menunjukkan perbedaan bermakna, begitu juga antara kelompok C terhadap kelompok D dan E. Sementara pada sisi kiri, hasil juga menunjukkan tidak ada perbedaan bermakna antara kelompok A terhadap kelompok C dan D, dan antara kelompok B terhadap kelompok E (lampiran 9).



BAB 6 PEMBAHASAN

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui berapa besar deformasi permanen antara beberapa produk kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci, yaitu kawat dari produk Ormco, 3M Unitek, Ortho Organizer, IMD Orthoshaped dan Versaden apabila didefleksikan sebesar 7 mm pada kedua sisi kanan dan kiri lengkung kawat selama kurun waktu 336 jam dan 504 jam. Alasan dipilih kelima produk kawat tersebut adalah karena kawat-kawat tersebut merupakan beberapa produk kawat yang beredar di Indonesia. Secara spesifik, kawat Ormco merupakan kawat yang hampir selalu diikutsertakan pada setiap penelitian kawat ortodonti. Menurut beberapa penelitian, kawat ini apabila didefleksikan dalam waktu lama, hanya sedikit mengalami deformasi permanen.^{26,28} Kawat 3M Unitek, menurut penelitian yang sama, juga termasuk kawat yang paling sedikit mengalami deformasi permanen. Kawat ini juga hampir selalu diikutsertakan pada setiap penelitian kawat ortodonti dan digunakan di institusi pendidikan ortodonti RSGM FKG UI. Kawat Ortho Organizer, Versaden dan IMD Orthoshaped adalah beberapa produk kawat yang beredar di Indonesia namun belum pernah dilakukan penelitian mengenai deformasi permanen.

Alasan pemilihan besar defleksi 7 mm yang diaplikasikan pada kawat, karena secara klinis, memungkinkan suatu gigi mengalami ektopik (erupsi diluar lengkung rahang) di palatal sebesar 7 mm. Sifat elastik dari kawat nickel titanium sendiri akan mulai teraktivasi apabila kawat didefleksikan minimum sebesar 2 mm.²⁰ Menurut penelitian *Hudgins* dan *Erikson* (1989), kawat nickel titanium tidak akan mengalami deformasi permanen yang signifikan apabila didefleksikan ≤ 5 mm dalam kurun waktu satu bulan.²⁶

Alasan pemilihan waktu 336 jam (3 minggu) dan 504 jam (4 minggu), karena apabila diaplikasikan secara klinis, waktu tersebut adalah waktu kontrol perawatan ortodonti yang ideal, dimana dalam kurun waktu tersebut telah terbentuk proses resorpsi tulang yang ditandai dengan aktivasi sel-sel osteoklas di ligamen periodontal sisi tekanan hingga terjadi pergerakan gigi. Pada kurun waktu tersebut sebaiknya kawat lama dilepas untuk diganti dengan sekuens kawat

yang baru sebelum terjadi proses aposisi yang sempurna pada sisi *tension* (yaitu 3 bulan) agar tetap memudahkan proses pergerakan gigi geligi setiap sekuens perawatan ortodonti.³¹

Selain untuk mengetahui berapa besar deformasi permanen yang terjadi, secara spesifik juga diuji apakah terdapat perbedaan deformasi permanen pada sisi kanan dan kiri dari kawat yang sama, apakah terdapat perbedaan deformasi permanen pada satu sisi kawat yang sama yang diaplikasikan pada waktu yang berbeda (336 dan 504 jam), dan apakah terdapat perbedaan deformasi permanen antara masing-masing kawat tersebut.

Pada penelitian ini diambil 5 sampel yang mewakili masing-masing produk kawat tersebut. Karena ada 5 produk kawat yang diuji, maka jumlah total sampel adalah 25 buah. Semua sampel mendapat perlakuan yang sama, yaitu didefleksikan sebesar 7 mm pada sisi kanan dan kirinya. Defleksi terjadi pada kawat karena diaplikasikan pada braket gigi insisif lateral kanan dan kiri rahang atas, yang pada prototipe penelitian posisinya dibuat palatoversi 7 mm (menentukan nilai 7 mm caranya dengan mengukur jarak permukaan labial gigi insisif lateral terhadap gigi insisif sentral dan kaninus dengan menggunakan kaliper digital). Kawat didefleksikan selama 336 jam, sebelum dilepas untuk diukur dan dipasang lagi untuk kurun waktu yang lebih lama yaitu 504 jam.

Setelah data penelitian diperoleh, kemudian dilakukan uji hasil penelitian. Dari hasil uji penelitian, besar deformasi permanen 5 produk kawat pada sisi kanan yang diaplikasi selama 336 jam, berdasarkan nilai rerata, nilai paling minim terjadi pada kawat A (Ormco) yaitu sebesar 0,89 mm dan paling besar pada kawat D (IMD Orthoshaped) yaitu sebesar 1,58 mm. Sementara dilihat dari besar deformasi permanen 5 produk kawat pada sisi kiri pada waktu aplikasi yang sama, berdasarkan nilai rerata, nilai paling minim terjadi pada kawat A (Ormco) yaitu sebesar 0,84 mm dan paling besar pada kawat C (Ortho Organizer) yaitu sebesar 1,60 mm (tabel 1).

Kawat Ormco memiliki nilai deformasi permanen yang paling kecil dibandingkan keempat kawat lainnya, oleh karena itu dalam aplikasinya di klinis, maka kawat Ormco akan menghasilkan pergerakan gigi yang lebih banyak. Sebaliknya pada kawat Ortho Organizer dan IMD Orthoshaped, keduanya

memiliki nilai deformasi permanen yang paling besar dibandingkan kawat lainnya, oleh karena itu pada aplikasinya di klinis, maka kedua kawat tersebut akan menghasilkan pergerakan gigi yang lebih sedikit. Selain itu, pada aplikasi kawat selama 336 jam ini, berdasarkan nilai rerata, hampir keseluruhan kawat mengalami deformasi permanen lebih dari 1 mm, kecuali pada kawat Ormco. Hal ini apabila merujuk pada penelitian *Hudgins* dan *Erikson*²⁶, maka hampir keseluruhan kawat ini sudah tidak memenuhi kriteria untuk dipergunakan ulang dalam perawatan ortodonti selanjutnya, kecuali kawat dari produk Ormco.

Ketika kawat-kawat tersebut diaplikasikan kembali selama 504 jam, dari hasil uji penelitian, secara keseluruhan terjadi penambahan jumlah besar deformasi permanen pada semua produk kawat. Secara spesifik, pada sisi kanan kawat, nilai deformasi permanen paling minim terjadi pada kawat A (Ormco) yaitu sebesar 0,91 mm dan paling besar terjadi pada kawat D (IMD Orthoshaped) yaitu sebesar 1,70 mm. Pada sisi kiri kawat, nilai paling minim terjadi pada kawat E (Versaden) yaitu sebesar 1,27 mm dan paling besar terjadi pada kawat C (Ortho Organizer) yaitu sebesar 1,82 mm (tabel 2).

Hasil ini menunjukkan, walaupun waktu aplikasi kawat lebih lama, pada kawat Ormco dan Versaden, perubahan struktur molekuler (restrukturisasi atom kristal pembentuk) yang terjadi lebih sedikit dibandingkan pada kawat-kawat lainnya. Hal tersebut berkaitan dengan sifat superelastisitasnya, karena secara literatur karakteristik kawat nickel titanium ditentukan pada kestabilan *crystallographic* (susunan atom kristal) yang dimilikinya.^{3,14,21} Oleh karena itu dapat dikatakan, kawat Ormco dan Versaden memiliki *crystallographic* yang lebih stabil dibandingkan kawat-kawat lainnya, dengan demikian kawat tersebut memiliki sifat superelastisitas yang lebih baik. Pada aplikasi selama 504 jam ini, pada semua produk kawat, deformasi permanen yang terjadi bertambah besar, maka dari itu seiring dengan bertambah lamanya waktu aplikasi kawat, maka perubahan *crystallographic* atom pembentuk kawat juga semakin banyak, ikatan atom makin tidak stabil, sehingga elastisitas kawat juga menjadi berkurang. Merujuk pada *Hudgins* dan *Erikson*²⁶, maka setelah diaplikasi selama 504 jam,

tidak ada kawat ortodonti yang bisa dipergunakan ulang dalam perawatan ortodonti selanjutnya.

Setelah memperoleh hasil uji penelitian, uji komparatif (perbandingan) dilakukan. Pertama-tama uji komparatif dilakukan untuk melihat ada tidaknya perbedaan bermakna pada deformasi permanen kawat nickel titanium antara sisi kanan terhadap kiri kawat Ormco, 3M Unitek, Ortho Organizer, IMD Orthoshaped dan Versaden. Uji ini dilakukan pada kawat yang berasal dari produk yang sama dan diaplikasikan pada waktu yang sama. Analisa menggunakan uji t test berpasangan, hasilnya tidak ditemukan perbedaan bermakna pada deformasi permanen antara sisi kanan terhadap sisi kiri pada kawat 4 produk kawat, kecuali kawat IMD Orthoshaped, saat kawat diaplikasikan selama 336 jam (tabel 3).

Seharusnya pada satu kawat apabila didefleksikan dengan besar defleksi yang sama, dalam kurun waktu yang sama, walaupun pada sisi yang berbeda, tidak akan ada perbedaan besar deformasi permanen yang terjadi pada kawat tersebut. Namun tidak demikian yang terjadi pada kawat IMD Orthoshaped. Ada berbagai faktor yang menjadi penyebab perbedaan deformasi permanen pada kedua sisi kawat tersebut. Secara teori deformasi permanen dapat terjadi karena faktor ketidakseimbangan persentase isi komponen ion nickel, titanium, tembaga dan besi didalamnya dan proses manufakturing yang tidak baik oleh pabrik pembuatnya menyebabkan ketidakstabilan ikatan struktur atom kristal pembentuk kawat pada tiap sisi kawat.^{3,4,28} Dalam hal ini, kemungkinan perbedaan deformasi permanen pada kawat IMD Orthoshaped terjadi karena hal-hal tersebut.

Ketika kawat diaplikasikan lebih lama menjadi 504 jam, terjadi perubahan hasil. Pada semua kawat terjadi perbedaan yang bermakna antara sisi kanan dan kirinya (tabel 4). Hal ini menjelaskan, pada kawat jenis apapun, dalam kurun waktu aplikasi kawat 336 jam ke 504 jam, secara mikroskopis, mulai terjadi ketidakseimbangan perubahan atau kerusakan ikatan struktur atom kristal pembentuk kawat yang terjadi pada setiap sisi kawat.

Kemudian dilakukan analisa komparatif untuk mengetahui ada tidaknya perbedaan deformasi permanen dari satu produk kawat, pada satu sisi kawat yang sama, namun diaplikasikan pada waktu yang berbeda yaitu 336 dan 504 jam (tabel 5 dan 6). Hasil uji t test berpasangan menyatakan bahwa, kecuali pada kawat IMD

Orthoshaped, keseluruhan hasil menunjukkan ada perbedaan yang bermakna pada deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci pada aplikasi selama 336 jam terhadap 504 jam.

Berdasarkan hasil uji perbandingan tersebut, dapat dikatakan bahwa pada hampir semua produk kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci, seiring dengan semakin lamanya waktu aplikasi kawat, maka deformasi permanen yang terjadi pada kawat tersebut dapat juga menjadi bertambah besar, karena perubahan atau kerusakan ikatan struktur atom kristal pembentuk kawat yang terjadi pada setiap sisi kawat menjadi bertambah besar. Pada produk kawat IMD Orthoshaped, kerusakan ikatan struktur atom kristal pada kawat tersebut telah hampir maksimal terjadi sejak kawat diaplikasi selama 336 jam, oleh karena itu ketika kawat diaplikasi kembali selama 504 jam, tidak banyak lagi perubahan yang terjadi.

Selanjutnya dilakukan analisa komparatif antara masing-masing produk kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci. Yang dibandingkan adalah antara kelima produk kawat pada sisi kawat yang sama dan waktu aplikasi yang sama. Analisa yang digunakan adalah uji *one way ANOVA* dilanjutkan uji *Post Hoc*. Hasil uji *one way ANOVA* menunjukkan secara keseluruhan nilai $p < 0,05$ yang berarti terdapat perbedaan yang bermakna pada deformasi permanen antara kawat produk Ormco, 3M Unitek, Ortho Organizer, IMD Orthoshaped dan Versaden apabila dibandingkan satu sama lainnya, baik dilihat pada sisi kanan maupun sisi kiri kawat, dan baik pada waktu aplikasi 336 jam maupun 504 jam (tabel 7).

Melalui uji *Post hoc* diperoleh hasil perbandingan yang lebih detail. Pada aplikasi selama 336 jam diperoleh hasil, berdasarkan dari besarnya deformasi yang terjadi, kawat 3M Unitek dan Versaden memiliki karakteristik mekanis yang sama. Begitu juga kawat Ortho Organizer terhadap IMD Orthoshaped. Pada aplikasi 504 jam, berdasarkan besar deformasi permanen yang terjadi, pada sisi kanan, tidak terdapat perbedaan pada kawat Ormco dengan kawat 3M Unitek dan Versaden. Antara kawat Ortho Organizer, IMD Orthoshaped dan Versaden juga tidak terdapat perbedaan. Pada sisi kiri, tidak terdapat perbedaan pada kawat Ormco dengan kawat Ortho Organizer dan IMD

Orthoshaped, begitu juga antara kawat 3M Unitek dengan Versaden. Oleh karena itu dapat disimpulkan, semakin lama kawat diaplikasi, kerusakan pada ikatan struktur atom pembentuk kawat yang terjadi juga makin besar, maka ketika hal itu terjadi semua kawat nickel titanium superlastis rata-rata menjadi memiliki karakteristik mekanis yang sama.

Perbedaan deformasi permanen yang terjadi pada kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci pada masing-masing produk dapat terjadi karena beberapa hal. Secara literatur, hal-hal yang mempengaruhi besarnya deformasi permanen pada kawat nickel titanium bisa karena faktor internal atau eksternal. Faktor internal antara lain karena adanya perbedaan persentase *alloy* pembentuk kawat yaitu perbedaan jumlah ion nickel, titanium, cobalt, tembaga dan besi didalam kawat.^{12,22} Faktor eksternal berkaitan dengan besar beban yang diberikan pada kawat, temperatur rongga mulut, berapa kali pemberian beban secara berulang pada kawat tersebut dan proses pembuatannya di pabrik.^{22,23,28} Kedua faktor tersebut yang mempengaruhi hasil perbedaan bermakna pada deformasi permanen antara kawat-kawat tersebut.

Dari hasil uji ANOVA - Post Hoc, pada penelitian ini disimpulkan bahwa terdapat perbedaan bermakna pada deformasi permanen dari kawat ortodonti nickel titanium diameter 014 inci yang didefleksikan sebesar 7 mm selama 336 jam dan 504 jam antara produk kawat Ormco 3M Unitek, Ortho Organizer, IMD Orthoshaped dan Versaden. Hasil ini berbeda dengan penelitian *Hudgins* dan *Erikson* (1989) dan *Cornelius et all* (2008) yang menyimpulkan bahwa tidak terdapat perbedaan bermakna deformasi permanen antara beberapa produk kawat nickel titanium.^{26,28} Adapun perbedaan produk kawat yang dibandingkan, besar defleksi kawat, protipe dan cara kerja penelitian adalah hal-hal yang mempengaruhi perbedaan hasil penelitian. Selain itu pada penelitian ini juga diperoleh hasil bahwa lamanya waktu aplikasi kawat turut mempengaruhi besarnya deformasi permanen yang terjadi.

Berkaitan dengan besar gaya aktivasi-deaktivasi (*loading-unloading force*) yang dihasilkan oleh masing-masing kawat, dan hubungannya dengan proses deformasi permanen, pada penelitian ini tidak dilakukan pengukuran. Walaupun

berdasarkan literatur, apabila pada kawat mulai terjadi proses deformasi yang permanen, maka seiring dengan itu juga besar gaya aktivasi dan deaktivasi yang dihasilkan kawat juga berkurang.^{26,28} Dengan berkurangnya jumlah gaya deaktivasi yang dihasilkannya, dengan demikian maka berkurang pula kemampuan kawat untuk menggerakkan gigi geligi. Oleh karena itu dalam aplikasinya di klinis, apabila menginginkan pergerakan gigi yang maksimal, sebaiknya digunakan kawat yang memiliki nilai deformasi permanen yang kecil.



BAB 7 SIMPULAN DAN SARAN

7.1. Simpulan

Penelitian ini bertujuan untuk melihat besar deformasi permanen pada kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci pada lima produk kawat yang beredar di Indonesia pada saat didefleksikan sebesar 7 mm dalam kurun waktu tertentu yaitu 336 jam dan 504 jam. Dari uji penelitian ini diperoleh hasil terdapat perbedaan bermakna pada deformasi permanen kawat pada lima produk kawat tersebut, dengan besar deformasi permanen secara berurutan (dari nilai yang paling kecil) adalah kawat Ormco, 3M Unitek, Versaden, Ortho Organizer dan IMD Orthoshaped.

Melalui hasil uji perbandingan deformasi permanen pada sisi kanan dan kiri dari kawat yang sama, diperoleh hasil tidak terdapatnya perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci pada beberapa produk kawat tersebut, kecuali pada kawat IMD Orthoshaped. Dari hasil uji perbandingan deformasi permanen ini juga diperoleh hasil bahwa lamanya waktu aplikasi kawat mempengaruhi deformasi permanen pada kawat ortodonti nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci.

7.2. Saran

Berdasarkan penelitian ini disarankan pada ortodontis agar menggunakan kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci yang paling sedikit mengalami deformasi permanen agar dapat terjadi pergerakan gigi secara maksimal dan efisien, karena kawat tersebut akan mendistribusikan gaya deaktivasi (*unloading force*) yang lebih optimal pada gigi geligi dibandingkan kawat yang memiliki nilai deformasi permanen besar. Pada aplikasi klinis, disarankan juga agar tidak menggunakan lagi kawat yang telah mengalami deformasi permanen. Oleh karena itu pada tiap kontrol perawatan ortodonti, sebaiknya ortodontis memeriksa kawat lama yang akan dipergunakan kembali untuk melihat apakah telah terjadi deformasi permanen yang signifikan pada kawat tersebut. Peneliti juga menyarankan sebaiknya dilakukan penelitian deformasi permanen pada jenis kawat ortodonti lainnya.

DAFTAR REFERENSI

1. Gurgel JE, Kerr S, Powers J, LeCrone V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001; 120: 378-82
2. Quin RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1985; 88: 252-60
3. Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod.* 1997; 67: 197-208
4. Muraviev SE, Ospanova GB, Shlyakhova MY. Estimation of force produced by nickel-titanium superelastic archwires at large deflections. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001; 119: 604-9
5. Graber T, Vanarsdall RL, Vig K. *Orthodontic: current principle techniques* (4th ed) St. Louis: Elsevier Mosby. 2005
6. O'Brien WJ. *Dental material and their selections* (3rd ed). Chicago: Quintessence Publishing Co. 2002
7. Kapila S, Reichhold GW, Anderson RS, Watanabe LG. Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991; 100: 428-35
8. Shubhaker RJ, Vignesh K, Sridevi P, Arun BC. Physical, mechanical, and flexural properties of orthodontic wires: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010; 138: 623-30
9. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1980; 77: 121-32
10. Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1986; 90: 199-203
11. Erickhamwordpress. November 27, 2011.
<http://erickam.wordpress.com/2009/07/31/springback-101/>
12. Images Scientific Instrument. Nitinol History. Oktober 20, 2011.
<http://www.imagesco.com/articles/nitinol/02.html>

13. Apurva M, Gong XY, Imbeni V. *Endovascular stents using in situ synchrotron x-ray*. Wiley-Vch Verlag GmbH & Co. 2007
14. Beijing Smart Technology Co. NiTi Material. Oktober 3, 2011. <http://www.bjsmart.com/html/faq.htm>
15. Jorma R. Homepage of Oulu University Library. Review and Literature: Fundamental characteristics of nickel-titanium shape memory alloy. Oktober 4, 2011. <http://herkules.oulu.fi/isbn9514252217/html/x317.html>
16. Andreasen GF, Brady PR. A use hypothesis for 55 nitinol wire for orthodontics. *Angle Orthod*. 1972; 42: 172-7
17. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of japanese niti alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1986; 90: 1-10
18. Nakano H, Satoh S, Norris R, Jin T. Mechanical properties of several nickel titanium alloy wires in three-point bending tests. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1999; 115: 390-5
19. Otto B, Rollinger J, Burger A. An evaluation of the transition temperature range of superelastic orthodontic NiTi springs using differential scanning calorimetry. *Euro J Orthod*. 1999; 21: 497-502
20. Tonner RI, Waters NE. The characteristics of superelastic niti wires in three-point bending. part I: the effect of temperature. *Euro J Orthod*. 1994, 16; 409-19.
21. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel titanium alloys: a clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001, 119; 587-93
22. Thompson SA. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endo J*. 2000; 33: 297–310
23. Gall K, Yang N, Sehitoglu H, Chumlyakov Y. Fracture of precipitated niti shape memory alloys. *Int J Fracture*. 2009; 10: 189-207

24. Andreasen GF, Barret RD. An evaluation of cobalt substituted nitinol wire in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1970; 63: 462-70
25. Barrowes K. Archwire Flexibility and Deformation. *J Clin Orthod.* 1982; 16: 803
26. Hudgin J, Erikson B. The effect of long term deflection on permanent deformation of nickel titanium archwire. *Angle orthod.* 1990; 60: 4
27. Cornelis AJ, et all. Effect of long-term repeated deflections on fatigue of preloaded superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 269-76
28. James B, Foulds J, Eiselstein L. Failure analysis of NiTi wires used in medical. *Int J Fracture.* 2005; 5: 82-7
29. Newton : Ask a scientist. Plastic deformation and Hooke's law. November 28, 2011. <http://www.newton.dep.anl.gov/askasci/mats05/mats05176.htm>
30. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese niti wire: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1985; 87: 445-52
31. Vinod, K. Davidovitch, Z. *Biological Mechanisms of Tooth Movement.* Oxford: Blackwell Publishing Ltd. 2007

LAMPIRAN

Lampiran 1

Tabel uji Reliabilitas Konsistensi Internal (*Cronbach Alpha*)

Reliability Statistics	
Cronbach's Alpha	N of Items
.759	20

$\alpha > 0,7$ (*acceptable*)

Tabel korelasi antar sampel

Item-Total Statistics	
	Corrected Item-Total Correlation (r)
kelompok A sisi kanan aplikasi 336 jam	.789
kelompok B sisi kanan aplikasi 336 jam	.806
kelompok C sisi kanan aplikasi 336 jam	.386
kelompok D sisi kanan aplikasi 336 jam	.790
kelompok E sisi kanan aplikasi 336 jam	.726
kelompok A sisi kiri aplikasi 336 jam	.748
kelompok B sisi kiri aplikasi 336 jam	.311
kelompok C sisi kiri aplikasi 336 jam	.860
kelompok D sisi kiri aplikasi 336 jam	.331
kelompok E sisi kiri aplikasi 336 jam	.514
kelompok A sisi kanan aplikasi 504 jam	.395
kelompok B sisi kanan aplikasi 504 jam	.396
kelompok C sisi kanan aplikasi 504 jam	.370
kelompok D sisi kanan aplikasi 504 jam	.385
kelompok E sisi kanan aplikasi 504 jam	.914
kelompok A sisi kiri aplikasi 504 jam	.333
kelompok B sisi kiri aplikasi 504 jam	.329
kelompok C sisi kiri aplikasi 504 jam	.357
kelompok D sisi kiri aplikasi 504 jam	.595
kelompok E sisi kiri aplikasi 504 jam	.560

*nilai r (+) : *acceptable*

Lampiran 2

Tabel uji normalitas deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kanan pada aplikasi 336 jam

	Tests of Normality					
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	Df	Sig.	Statistic	Df	Sig.
Kelompok A	.181	5	.200*	.962	5	.822
Kelompok B	.221	5	.200*	.922	5	.544
Kelompok C	.211	5	.200*	.941	5	.671
Kelompok D	.213	5	.200*	.939	5	.656
Kelompok E	.208	5	.200*	.920	5	.533

Significancy $p > 0,05$

Tabel uji normalitas deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kiri pada aplikasi 336 jam

	Tests of Normality					
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	Df	Sig.	Statistic	Df	Sig.
Kelompok A	.254	5	.200*	.922	5	.540
Kelompok B	.215	5	.200*	.926	5	.567
Kelompok C	.223	5	.200*	.882	5	.317
Kelompok D	.172	5	.200*	.990	5	.979
Kelompok E	.136	5	.200*	.987	5	.967

Significancy $p > 0,05$

Lampiran 3

Tabel uji normalitas deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kanan pada aplikasi 504 jam

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	Df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Kelompok A	.217	5	.200*	.959	5	.801
Kelompok B	.269	5	.200*	.847	5	.186
Kelompok C	.280	5	.200*	.860	5	.227
Kelompok D	.208	5	.200*	.928	5	.584
Kelompok E	.254	5	.200*	.900	5	.409

Tests of Normality

Significancy $p > 0,05$

Tabel uji normalitas deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kiri pada aplikasi 504 jam

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	Df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Kelompok A	.377	5	.190	.746	5	.270
Kelompok B	.199	5	.200	.967	5	.858
Kelompok C	.253	5	.200	.847	5	.186
Kelompok D	.300	5	.161	.829	5	.136
Kelompok E	.289	5	.199	.830	5	.138

Significancy $p > 0,05$

Lampiran 4

Tabel uji t test berpasangan perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kanan terhadap sisi kiri pada aplikasi 336 jam

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Pair 1 Kel A sisi kanan thd sisi kiri	-.05200	.12558	.05616	-.20793	.10393	-.926	4	.407
Pair 2 Kel B sisi kanan thd sisi kiri	-0,01400	0,07765	0,03473	-0,11042	0,08242	-.403	4	.707
Pair 3 Kel C sisi kanan thd sisi kiri	0,00600	0,14311	0,06400	-0,17169	0,18369	.094	4	.930
Pair 4 Kel D sisi kanan thd sisi kiri	0,11600	0,05320	0,02379	0,04995	0,18205	4.876	4	.008
Pair 5 Kel E sisi kanan thd sisi kiri	0,02200	0,05675	0,02538	-0,04846	0,09246	.867	4	.435

Significancy $p < 0,05$

Tabel uji t test berpasangan perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kanan terhadap sisi kiri pada aplikasi 504 jam

		Paired Differences					T	Df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	Kel A sisi kanan thd sisi kiri	-0,22800	0,11077	0,04954	-0,36554	-0,09046	-4.603	4	.010
Pair 2	Kel B sisi kanan thd sisi kiri	-0,10400	0,08019	0,03586	-0,20357	-0,00443	-2.900	4	.044
Pair 3	Kel C sisi kanan thd sisi kiri	-0,05600	0,10065	0,04501	-0,18097	0,06897	-1.244	4	.028
Pair 4	Kel D sisi kanan thd sisi kiri	0,08400	0,06768	0,03027	-0,00003	0,16803	2.775	4	.049
Pair 5	Kel E sisi kanan thd sisi kiri	0,10600	0,05177	0,02315	0,04172	0,17028	4.579	4	.010

Significancy $p < 0,05$

Lampiran 6

Tabel uji t test berpasangan perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kanan pada aplikasi 336 jam terhadap 504 jam

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Pair 1 Kel A apl 336 thd 504 j	-.26400	.15900	.07111	-.46142	-.06658	-3.713	4	.021
Pair 2 Kel B apl 336 thd 504 j	-0,10400	0,04827	0,02159	-0,16394	-0,04406	-4.818	4	.009
Pair 3 Kel C apl 336 thd 504 j	-0,14000	0,06633	0,02966	-0,22236	-0,05764	-4.719	4	.009
Pair 4 Kel D apl 336 thd 504 j	-0,06200	0,05975	0,02672	-0,13619	0,01219	-2.320	4	.081
Pair 5 Kel E apl 336 thd 504 j	-0,17600	0,03782	0,01691	-0,22295	-0,12905	-10.407	4	.000

Significancy $p < 0,05$

Tabel uji t test berpasangan perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci kelompok A,B,C,D,E sisi kiri pada aplikasi 336 jam terhadap 504 jam

	Paired Differences					t	Df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
				Lower	Upper			
Pair 1 Kel A apl 336 thd 504 j	-0,54400	0,20330	0,09092	-0,79643	-0,29157	-5.983	4	.004
Pair 2 Kel B apl 336 thd 504 j	-0,19400	0,05128	0,02293	-0,25768	-0,13032	-8.459	4	.001
Pair 3 Kel C apl 336 thd 504 j	-0,20200	0,06419	0,02871	-0,28170	-0,12230	-7.037	4	.002
Pair 4 Kel D apl 336 thd 504 j	-0,09400	0,07127	0,03187	-0,18250	-0,00550	-2.949	4	.067
Pair 5 Kel E apl 336 thd 504 j	-0,09200	0,08228	0,03680	-0,19416	0,01016	-2.500	4	.042

Significancy $p < 0,05$

Tabel uji homogenitas varians

Test of Homogeneity of Variances				
	Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Deformasi permanen pada sisi kanan selama aplikasi 336 jam	4.043	4	20	.015
Deformasi permanen pada sisi kiri selama aplikasi 336 jam	5.101	4	20	.005
Deformasi permanen pada sisi kanan selama aplikasi 504 jam	2.868	4	20	.050
Deformasi permanen pada sisi kiri selama aplikasi 504 jam	3.666	4	20	.021

Significancy $p > 0,05$

Tabel uji one way ANOVA perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci antara kelompok A,B,C,D,E pada kedua sisi kawat selama aplikasi 336 jam dan 504 jam

ANOVA		
	F	Sig.
Kawat A,B,C,D,E sisi kanan selama aplikasi 336 jam	34.226	.000
Kawat A,B,C,D,E sisi kiri selama aplikasi 336 jam	13.585	.000
Kawat A,B,C,D,E sisi kanan selama aplikasi 504 jam	7.781	.001
Kawat A,B,C,D,E sisi kiri selama aplikasi 504 jam	5.610	.003

Significancy $p < 0,05$

Lampiran 8

Tabel uji Post Hoc melihat perbedaan deformasi permanen kawat nickel titanium superelastis diameter 0.014 inci antara kelompok A,B,C,D,E satu sama lainnya

Multiple Comparisons

LSD

Dependent Variable	Kawat	Kawat	Sig.
Deformasi permanen pada sisi kanan kawat selama aplikasi 336 jam	A	B	.018
		C	.000
		D	.000
		E	.000
	B	A	.018
		C	.000
		D	.000
		E	.050
	C	A	.000
		B	.000
		D	.031
		E	.003
	D	A	.000
		B	.000
		C	.031
		E	.000
E	A	.000	
	B	.050	
	C	.003	
	D	.000	
Deformasi permanen pada sisi kiri kawat selama aplikasi 336 jam	A	B	.012
		C	.000
		D	.000
		E	.000
		E	.002

	B	A	.012
		C	.003
		D	.002
		E	.377
	C	A	.000
		B	.003
		D	.857
		E	.024
	D	A	.000
		B	.002
		C	.857
		E	.016
	E	A	.002
		B	.377
		C	.024
		D	.016
Deformasi permanen pada sisi kanan kawat selama aplikasi 504 jam	A	B	.536
		C	.004
		D	.001
		E	.125
	B	A	.536
		C	.001
		D	.000
		E	.037
	C	A	.004
		B	.001
		D	.587
		E	.103
	D	A	.001
		B	.000
		C	.587
		E	.035
	E	A	.125
		B	.037
		C	.103
		D	.035

Deformasi permanen pada sisi kiri kawat selama aplikasi 504 jam	A	B	.030
		C	.306
		D	.841
		E	.009
	B	A	.030
		C	.003
		D	.045
		E	.571
	C	A	.306
		B	.003
		D	.224
		E	.001
	D	A	.841
		B	.045
		C	.224
		E	.013
	E	A	.009
		B	.571
		C	.001
		D	.013

Significancy $p < 0,05$

Lampiran 11

1. Gambar alat dan bahan penelitian



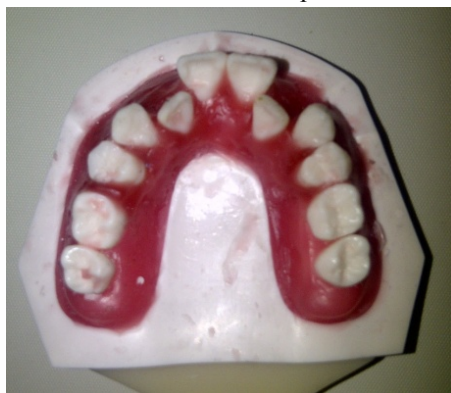
Gambar 1. Set gigi akrilik



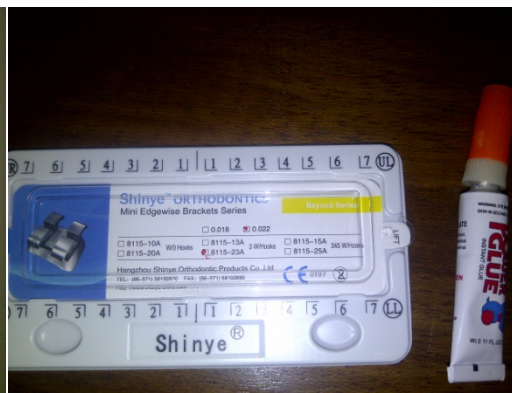
Gambar 2. Saliva buatan



Gambar 3. Lima produk kawat ortodonti NiTi SE diameter 0.014 inci



Gambar 4. Typodont rahang atas

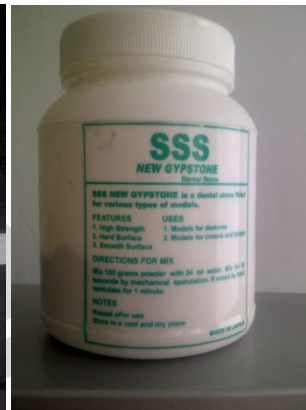


Gambar 5. Braket Edgewise slot 022 produk Shinye

Lampiran 12



Gambar 7. Kaliper digital merk Krisbow



Gambar 8. Gips merah



Gambar 9. Bahan cetak Double Impression



Gambar 10. Inkubator

2. Cara kerja penelitian



Gambar 10. Model typodont disusun dengan 2 gigi insisif lateral palatoversi 7 mm (diukur terhadap gigi insisif sentral dan kaninus kanan dan kiri)



Gambar 11. Gigi-gigi di typodont dicetak, lalu ditanam gigi akrilik pada lubang bekas pencetakan dan kemudian dicor dengan gips merah



Gambar 12. Pada hasil cor, jarak gigi geligi diukur kembali (untuk mengkonfirmasi sama atau tidak dengan model awal di typodont)

Lampiran 14



Gambar 13. Prototipe penelitian dibuat hingga berjumlah 25 model



Gambar 14. Pada masing-masing prototipe ditandai untuk penempatan braket (ketinggian braket sama pada semua gigi), kemudian braket ditempel

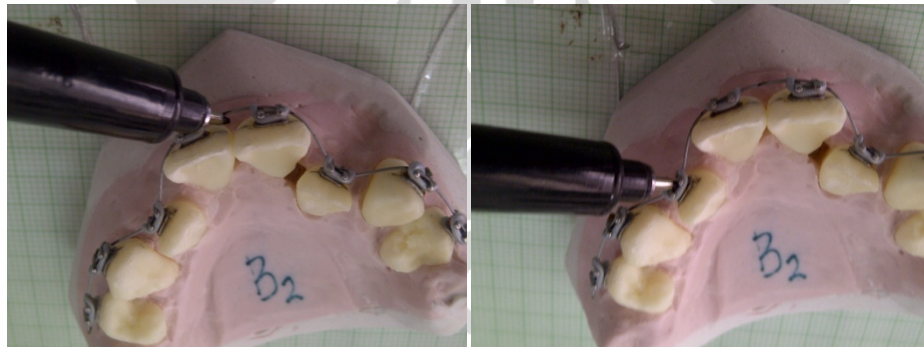


Gambar 15. Kawat diaplikasikan pada semua gigi geligi, diligasi dengan *elastomeric ring* dan dilakukan *cinchback* pada tiap ujung kawat (distal premolar satu)

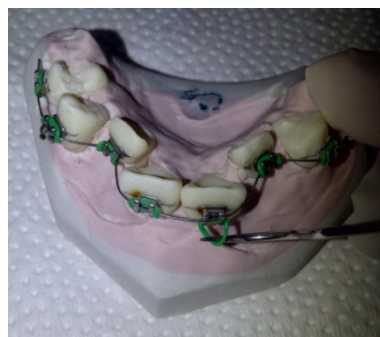
Lampiran 15



Gambar 16. Semua prototipe diletakkan pada wadah akrilik, direndam dengan larutan saliva buatan hingga ke semua permukaan, kemudian disimpan dalam mesin inkubator bersuhu 37⁰C selama waktu yang ditentukan

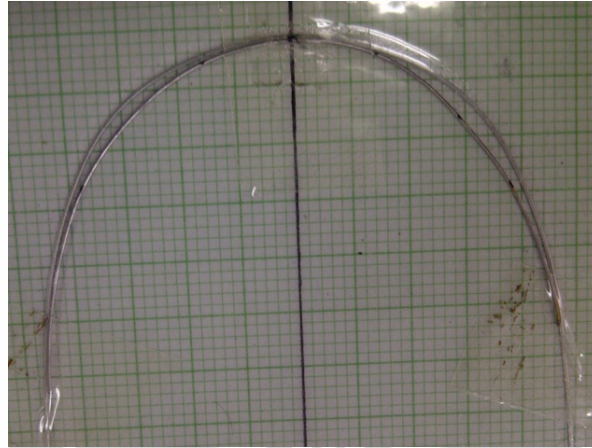


Gambar 17. Prototipe dikeluarkan dari wadah untuk dilakukan pengukuran, sebelum kawat dilepas, garis *midline* dan titik yang akan diukur dipertegas kembali menggunakan *marker*



Gambar 18. *Elastomeric ring* dilepas

Lampiran 16



Gambar 19. Kawat dilepas dan ditempel berhimpit diatas kertas milimeter blok dengan lengkung kawat baru yang belum pernah digunakan (berasal dari produk yang sama)



Gambar 20. Jarak defleksi antara kedua kawat tersebut diukur menggunakan kaliper digital (jarak tersebut yang didefinisikan sebagai besar deformasi permanen)