



**PERBEDAAN DEFLEKSI KAWAT ORTODONTI NIKEL-TITANIUM DAN
NITI *EPOXY RESIN COATED* PADA PERENDAMAN DALAM SALIVA
BUATAN DAN MINUMAN BERKARBONASI**

SKRIPSI

Oleh

Citra Ayu Mawaddah

NIM 121610101033

FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI

UNIVERSITAS JEMBER

2016



**PERBEDAAN DEFLEKSI KAWAT ORTODONTI NIKEL-TITANIUM DAN
NITI *EPOXY RESIN COATED* PADA PERENDAMAN DALAM SALIVA
BUATAN DAN MINUMAN BERKARBONASI**

SKRIPSI

diajukan guna melengkapi tugas akhir dan memenuhi salah satu syarat
untuk menyelesaikan Program Studi Kedokteran Gigi (S1)
dan mencapai gelar Sarjana Kedokteran Gigi

Oleh

Citra Ayu Mawaddah

NIM 121610101033

FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI

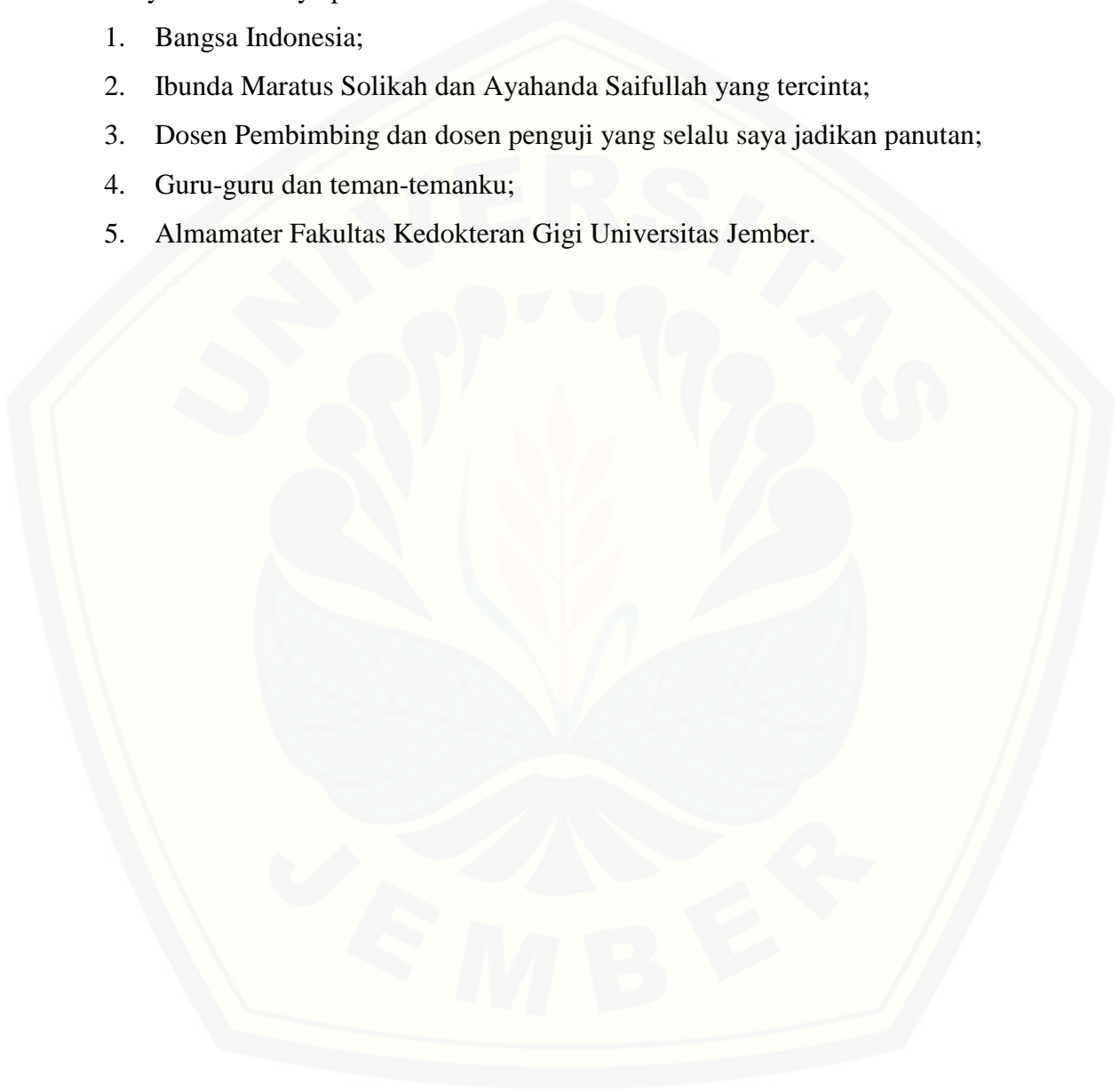
UNIVERSITAS JEMBER

2016

PERSEMBAHAN

Karya tulis ini saya persembahkan untuk:

1. Bangsa Indonesia;
2. Ibunda Maratus Solikah dan Ayahanda Saifullah yang tercinta;
3. Dosen Pembimbing dan dosen penguji yang selalu saya jadikan panutan;
4. Guru-guru dan teman-temanku;
5. Almamater Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember.



MOTTO

“Sesungguhnya urusan-Nya apabila Dia (Allah) menghendaki sesuatu Dia hanya berkata , Jadilah! Maka jadilah sesuatu itu.”

(Q.S Yasin ayat 82)*

“Wahai orang-orang yang beriman! Bersabarlah kamu dan kuatkanlah kesabaranmu dan tetaplah bersiap-siaga dan bertakwalah kepada Allah agar kamu beruntung.”

(Q.S Al Imran ayat 200)**

“Sesungguhnya bersama kesulitan ada kemudahan. Maka apabila engkau telah selesai (dari satu urusan), tetaplah bekerja keras. Dan kepada Tuhanmulah engkau berharap”

(Q.S Al Insyirah ayat 6, 7 dan 8)***

*) Q.S Yasin ayat 82

***) Q.S Al Imran ayat 200

****) Q.S Al Insyirah ayat 6, 7 dan 8

PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Citra Ayu Mawaddah

NIM : 121610101033

Menyatakan dengan sesungguhnya bahwa karya ilmiah yang berjudul “Perbedaan Defleksi Kawat Ortodonti Nikel-Titanium dan Kawat NiTi *Epoxy Resin Coated* pada Perendaman dalam Saliva Buatan dan Minuman Berkarbonasi” adalah benar-benar hasil karya saya sendiri, kecuali kutipan yang sudah saya sebutkan sumbernya, belum pernah diajukan pada institusi manapun, serta bukan karya jiplakan. Saya bertanggung jawab atas keabsahan dan kebenaran isinya sesuai dengan sikap ilmiah yang harus dijunjung tinggi.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya, tanpa ada tekanan dan paksaan dari pihak manapun serta bersedia mendapat sanksi akademik jika ternyata di kemudian hari pernyataan ini tidak benar.

Jember,

Yang menyatakan,

Citra Ayu Mawaddah

NIM. 121610101033

SKRIPSI

**PERBEDAAN DEFLEKSI KAWAT ORTODONTI NIKEL-TITANIUM DAN
NITI *EPOXY RESIN COATED* PADA PERENDAMAN DALAM SALIVA
BUATAN DAN MINUMAN BERKARBONASI**

Oleh

Citra Ayu Mawaddah

NIM 121610101033

Dosen Pembimbing

Dosen Pembimbing Utama : drg. Leliana Sandra Devi AP., Sp. Orto

Dosen Pembimbing Pendamping : Prof. drg. Dwi Prijatmoko, Ph.D

PENGESAHAN

Skripsi berjudul “Perbedaan Defleksi Kawat Ortodonti Nikel-Titanium dan Kawat NiTi *Epoxy Resin Coated* pada Perendaman dalam Saliva Buatan dan Minuman Berkarbonasi” telah diuji dan disahkan pada:

Hari, tanggal : Senin, 14 Maret 2016

Tempat : Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember

Dosen Penguji Utama

Dosen Penguji Anggota

drg. Hafiedz Maulana, M. Biomed

drg. Swasthi Prasetyarini, M. Kes

NIP198112042008121005

NIP 198103212005012003

Dosen Pembimbing Utama

Dosen Pembimbing Anggota

Drg. Leliana Sandra Devi AP., Sp. Orto

Prof. drg. Dwi Prijatmoko. Ph.D

NIP 197208242001122001

NIP 195808041983031003

Mengesahkan

Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember,

drg. Rahardyan Parnaadji, M. Kes, Sp. Prost

NIP 196901121996011001

RINGKASAN

Perbedaan Defleksi Kawat Ortodonti Nikel-Titanium dan NiTi Epoxy Resin Coated pada Perendaman dalam Saliva Buatan dan Minuman Berkarbonasi;
Citra Ayu Mawaddah; 121610101033; 2016; 57 halaman; Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember.

Kawat ortodonti Nikel-Titanium (NiTi) merupakan jenis kawat ortodonti yang sering digunakan selama tahap awal perawatan (*initial archwire*) dalam berbagai kasus maloklusi. Saat ini, terdapat kawat NiTi dengan pemberian bahan tambahan *epoxy resin* dengan proses *coating* sebagai pelapis estetik dan pelindung pada bagian luar kawat. Kawat NiTi dapat mengalami perubahan defleksi karena berinteraksi dengan lingkungan pH asam yang dapat diperoleh dari pengkonsumsian minuman berkarbonasi. Adanya perubahan defleksi kawat menimbulkan dampak negatif pada pemakaian alat ortodonti. Tujuan penelitian adalah untuk mengetahui adanya perbedaan defleksi kawat Nikel-Titanium dan kawat NiTi *epoxy resin coated* pada perendaman dalam saliva buatan dan minuman berkarbonasi.

Jenis penelitian yaitu eksperimental laboratoris dengan rancangan *post-test only control group design*. Sampel terdiri dari empat kelompok, yaitu kawat NiTi *non coated* yang direndam dalam saliva, kawat NiTi *non coated* yang direndam dalam saliva yang dicampur dengan minuman karbonasi, kawat NiTi *coated* yang direndam dalam saliva, dan kawat NiTi *coated* yang direndam dalam saliva yang dicampur dengan minuman karbonasi. Perendaman dilakukan selama 3,5 jam pada suhu 37° C dalam inkubator. Kemudian menguji defleksi kawat dengan metode *Three Point Bending* menggunakan *Universal Testing Machine*.

Hasil menunjukkan adanya perbedaan yang signifikan antara kawat NiTi *non coated* dengan kawat NiTi *coated* yang direndam dalam saliva. Kawat NiTi *non coated* memiliki defleksi lebih tinggi daripada kawat NiTi *coated*. Adanya *coatings* menambah kekakuan kawat sehingga menurunkan defleksi kawat. Kawat yang

direndam saliva yang dicampur dengan minuman karbonasi memiliki defleksi lebih rendah daripada kawat yang direndam saliva. Hal ini terjadi karena adanya peningkatan konsentrasi ion H^+ sebagai oksidator dari H_2CO_3 yang memperbesar pelepasan ion logam. Pada kawat NiTi *coated* yang direndam minuman karbonasi akan merusak lapisan epoksi sehingga air dan oksigen menembus lapisan yang menyebabkan terjadinya biodegradasi logam dan hilangnya stabilisasi ion logam. Adanya pelepasan ion logam yang berlebihan menyebabkan pengurangan massa atau terdekstruksinya permukaan logam sehingga menurunkan karakteristik material kawat. Salah satunya adalah penurunan defleksi pada kawat ortodonti NiTi saat pengaplikasian dalam rongga mulut. Berdasarkan hal tersebut, dapat disimpulkan bahwa minuman karbonasi dapat menurunkan defleksi pada kawat Nikel-Titanium dan kawat NiTi *epoxy resin coated*.

PRAKATA

Puji syukur kehadiran Allah SWT atas segala anugrah dan rahmat-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “Perbedaan Defleksi Kawat Ortodonti Nikel-Titanium dan NiTi *Epoxy Resin Coated* pada Perendaman dalam Saliva Buatan dan Minuman Berkarbonasi”. Skripsi ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat menyelesaikan pendidikan strata satu (S1) pada Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember.

Penyusunan skripsi ini tidak lepas dari bantuan dan bimbingan berbagai pihak. Oleh karena itu, penulis ingin menyampaikan ucapan terimakasih kepada :

1. Allah SWT atas berkat rahmat-Nya saya dapat menyelesaikan skripsi ini;
2. drg. Leliana Sandra Devi, Sp. Orto, selaku Dosen Pembimbing Utama yang telah memberikan bimbingan, saran, motivasi, meluangkan waktunya sehingga skripsi ini dapat terselesaikan;
3. Prof. drg. Dwi Prijatmoko, Ph.D, selaku Dosen Pembimbing Pendamping yang telah memberikan bimbingan, saran, motivasi, meluangkan waktunya sehingga skripsi ini dapat terselesaikan;
4. drg. Hafiedz Maulana, M. Biomed, selaku Dosen Penguji Ketua yang telah memberi kritik, saran dan motivasi sehingga skripsi ini dapat terselesaikan;
5. drg. Swasthi Prasetyarini, M. Kes, selaku Dosen Penguji Anggota yang telah memberi kritik, saran dan motivasi sehingga skripsi ini dapat terselesaikan;
6. Kedua orang tuaku tercinta, ibunda Maratus Solikah dan ayahanda Saifullah yang tak kenal lelah mendoakan, memberi dukungan, perhatian, serta kasih sayang yang teramat tulus selama ini;
7. Ketiga saudaraku tersayang Mas Reyhan, Mbak Hani, dan adik Alfa yang selalu saya rindukan di kota perantauan;
8. Teman satu penelitian saya Halimatus Sa'diyah Hasyim yang selalu bekerja sama dan saling membantu dalam menyelesaikan skripsi ini;

9. Teman sekaligus *best supporter* yang selalu memberi bantuan dan semangat, Yusron Haries;
10. Keluarga kedua Shinta Novadela, Ayuk Susilo, Anindya Roshida, Lelia Zahra, Asri Krisnaini yang selalu menemani dan menghibur pagi siang malam;
11. Saudara tak sedarah yang jauh di mata namun dekat di hati Rara, Farah, Fira, Niar, Kiky, dan Veta yang selalu mendengarkan segala keluh kesah saya;
12. Seluruh teman-teman FKG 2012, terimakasih atas solidaritasnya, bantuan, semangat yang diberikan selama ini. Kalian semua luar biasa.
13. Semua pihak yang turut terlibat baik secara langsung maupun tidak langsung yang tidak dapat saya sebutkan satu persatu, terimakasih untuk kalian semua.

Jember, 20 Januari 2016

Penulis

DAFTAR ISI

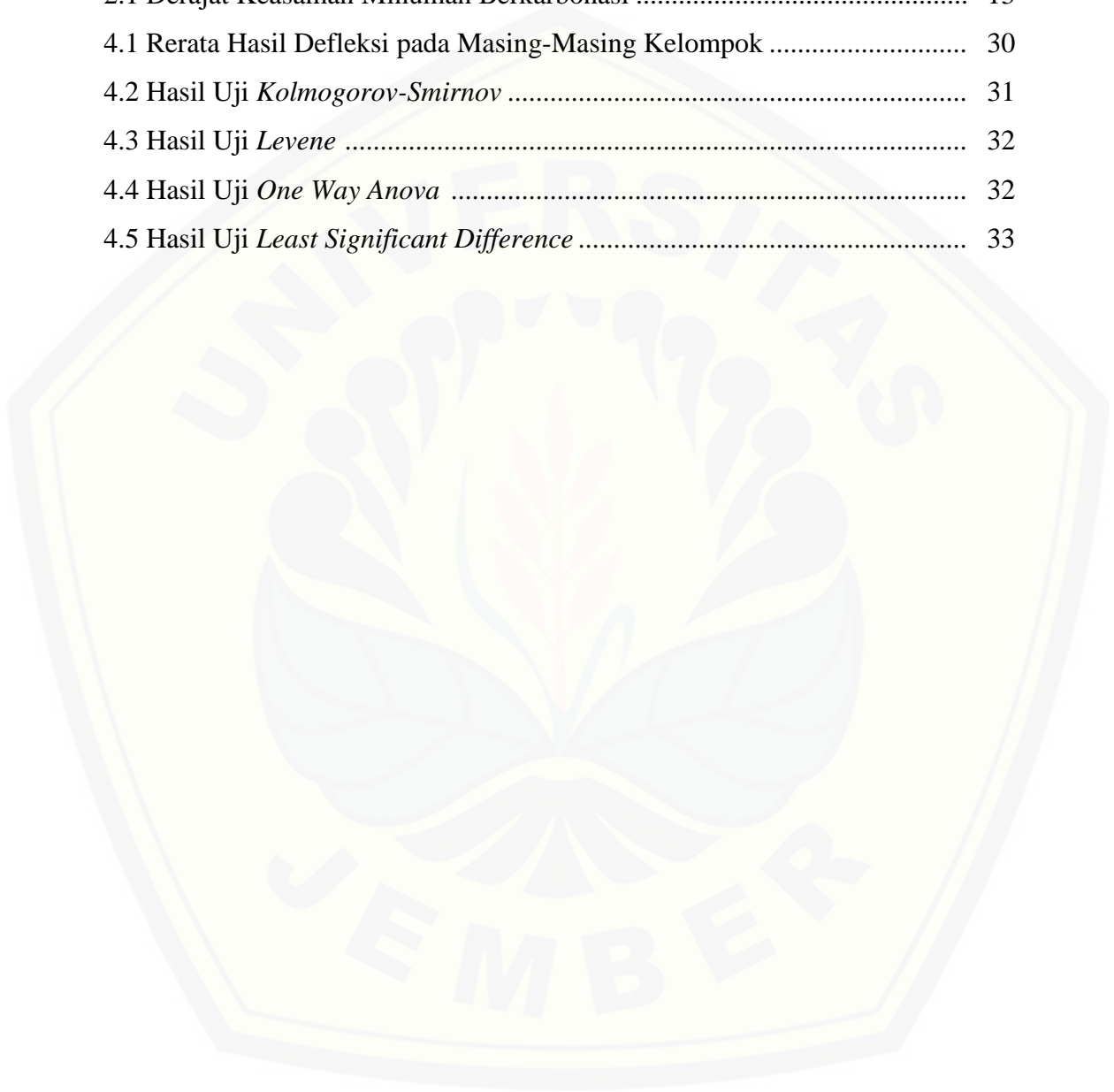
	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERSEMBAHAN	ii
HALAMAN MOTTO	iii
HALAMAN PERNYATAAN	iv
HALAMAN PENGESAHAN	v
RINGKASAN	vi
PRAKATA	vii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR TABEL	xii
DAFTAR GAMBAR	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xiv
BAB 1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah	3
1.3 Tujuan	3
1.4 Manfaat Penelitian	3
BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA	4
2.1 Kawat Ortodonti	4
2.2 Kawat Ortodonti Nikel-Titanium	4
2.3 Kawat Ortodonti Estetik	7
2.3.1 <i>Coated Metal</i>	8
2.3.2 <i>Transparent Nonmetallic</i>	9
2.4 Minuman Berkarbonasi	10
2.4.1 Komposisi Minuman Berkarbonasi.....	11
2.4.2 Prevalensi Pengkonsumsian Minuman Berkarbonasi	13
2.5 Defleksi	14

2.5.1 Defleksi dalam Bidang Kedokteran Gigi	17
2.6 Uji <i>Three Point Bending</i>	18
2.7 Hipotesis	19
2.8 Kerangka konsep	20
BAB 3. METODE PENELITIAN	21
3.1 Jenis Penelitian	21
3.2 Waktu dan Tempat Penelitian	21
3.2.1 Tempat Penelitian	21
3.2.2 Waktu Penelitian	21
3.3 Sampel Penelitian	21
3.3.1 Bentuk dan Ukuran Sampel	21
3.3.2 Pengelompokan Sampel Penelitian	21
3.3.3 Besar Sampel	22
3.4 Variabel Penelitian	23
3.4.1 Variabel Bebas	23
3.4.2 Variabel Terikat	23
3.4.3 Variabel Terkendali	23
3.5 Definisi Operasional	23
3.5.1 Defleksi Kawat	23
3.5.2 Kawat NiTi <i>non coated</i>	24
3.5.3 Kawat NiTi <i>epoxy resin coated</i>	24
3.5.4 Saliva Buatan	24
3.5.5 Minuman Berkarbonasi	24
3.6 Alat dan Bahan Penelitian	24
3.6.1 Alat Penelitian	24
3.6.2 Bahan Penelitian	25
3.7 Prosedur Penelitian	25
3.7.1 Persiapan Sampel	25
3.7.2 Persiapan Larutan Uji	25

3.7.3 Penentuan Waktu Perendaman.....	26
3.7.4 Pengujian Defleksi dengan Metode <i>Three Point Bending</i>	27
3.8 Analisis Data	28
3.9 Alur Penelitian	29
BAB 4. HASIL DAN PEMBAHASAN	30
4.1 Hasil dan Analisa Data Penelitian	30
4.1.1 Hasil Uji Defleksi Kawat Ortodonti Nikel Titanium dan NiTi <i>Epoxy Resin Coated</i>	30
4.2 Pembahasan	33
BAB 5. KESIMPULAN DAN SARAN	38
5.1 Kesimpulan	38
5.2 Saran	38
DAFTAR PUSTAKA	39
LAMPIRAN	45

DAFTAR TABEL

	Halaman
2.1 Derajat Keasaman Minuman Berkarbonasi	13
4.1 Rerata Hasil Defleksi pada Masing-Masing Kelompok	30
4.2 Hasil Uji <i>Kolmogorov-Smirnov</i>	31
4.3 Hasil Uji <i>Levene</i>	32
4.4 Hasil Uji <i>One Way Anova</i>	32
4.5 Hasil Uji <i>Least Significant Difference</i>	33

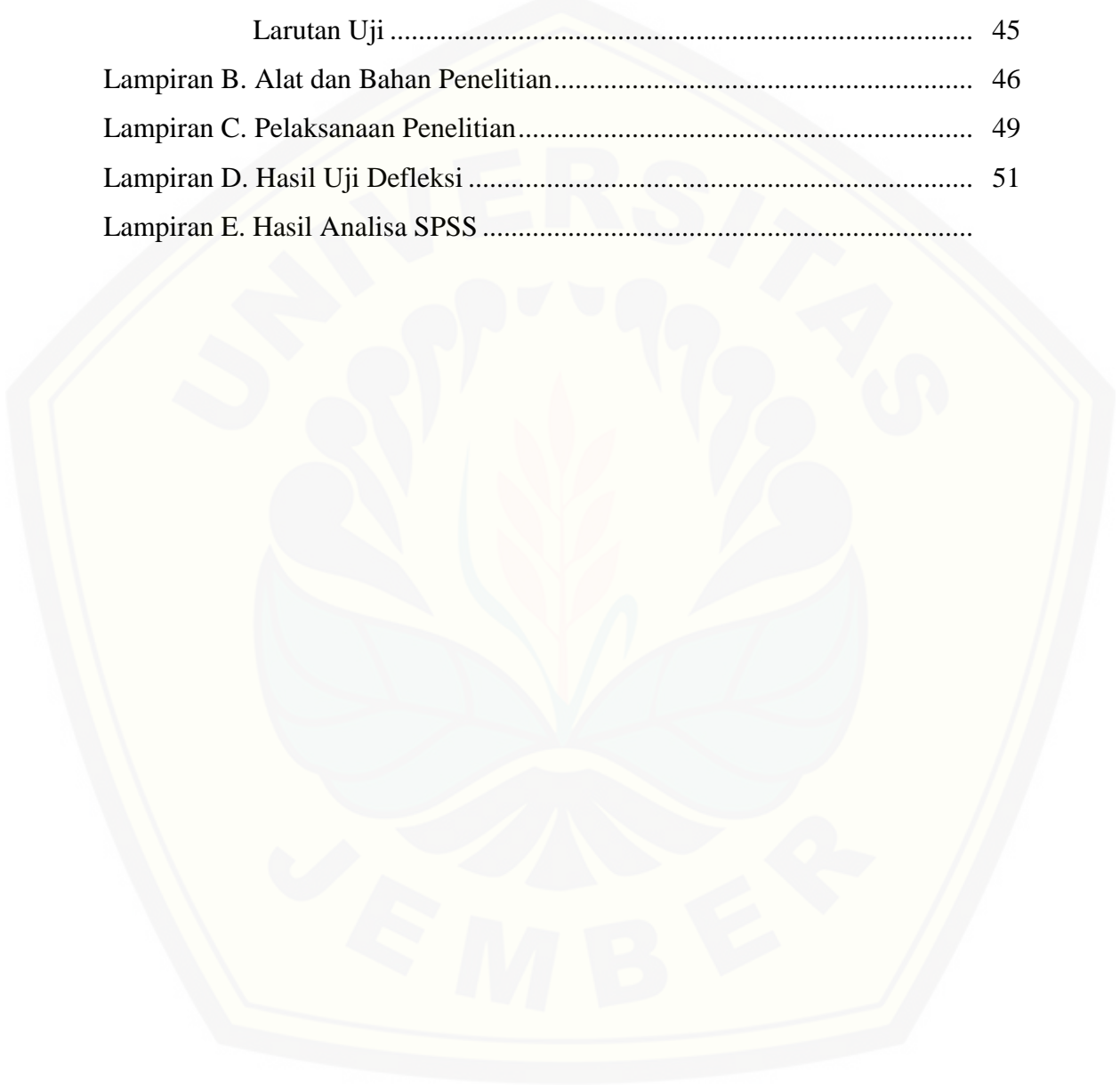


DAFTAR GAMBAR

	Halaman
2.1 Kawat Ortodonti Nikel Titanium	7
2.2 Kawat Ortodonti Estetik.....	9
2.3 Minuman Berkarbonasi.....	11
2.4 Prevalensi Pengkonsumsian Minuman Ringan di Indonesia	13
2.5 Defleksi Vertikal	15
2.6 Defleksi Horizontal	15
2.7 Diagram <i>Stress-Strain</i> (Gaya Defleksi)	17
2.8 Model <i>Three Point Bending</i>	18
3.1 Penempatan Kawat pada Alat Penjepit Modifikasi.....	27
4.1 Histogram Rerata Hasil Defleksi pada Setiap Kelompok	31

DAFTAR LAMPIRAN

	Halaman
Lampiran A. Penghitungan Luas Permukaan Sampel dan Volume	
Larutan Uji	45
Lampiran B. Alat dan Bahan Penelitian.....	46
Lampiran C. Pelaksanaan Penelitian.....	49
Lampiran D. Hasil Uji Defleksi	51
Lampiran E. Hasil Analisa SPSS	



BAB I. PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Perawatan ortodonti adalah salah satu jenis perawatan yang dilakukan di bidang kedokteran gigi yang bertujuan mendapatkan penampilan dentofasial yang menyenangkan secara estetika yaitu dengan memperbaiki susunan gigi yang berjejal, mengoreksi hubungan antar gigi-geligi atas dan bawah, serta menciptakan hubungan oklusi yang baik (William, 2000).

Alat ortodonti dibagi menjadi tiga macam, yaitu dengan penggunaan alat ortodonti lepasan dan alat ortodonti cekat dan fungsional. Alat ortodonti cekat mempunyai tiga komponen dasar yaitu bracket, *auxillary*, dan kawat ortodonti (*archwire*) (Rahardjo, 2009). Kawat ortodonti (*archwire*) merupakan komponen aktif dari alat ortodonti cekat yang digunakan untuk menggerakkan gigi. Jenis kawat ortodonti yang sering digunakan yaitu *Nickel-Titanium* (NiTi) alloy, *Stainless steel alloy*, *Cobalt-Chromium*, dan *Beta-Titanium*. Pada perawatan awal, kawat ortodonti NiTi lebih banyak digunakan karena efek *shape memory* dan sifat superelastisitas yang dimilikinya (Graber, 2005; O'Brien, 2002).

Semakin berkembangnya zaman dan perhatian estetik yang meningkat, kawat ortodonti NiTi diberi bahan tambahan dengan cara pelapisan (*coating*). Bahan *coating* yang digunakan yaitu resin epoksi atau resin sintetik. *Coating* dengan resin epoksi melapisi logam kawat dengan warna serupa gigi. Selain meningkatkan estetika, pelapisan epoksi menambah perlindungan sehingga meningkatkan ketahanan korosi dengan mencegah serangan oleh cairan korosif (Sharmin, 2012). Namun, adanya lapisan resin epoksi pada kawat NiTi akan menambah kekakuan kawat yang dapat menurunkan defleksi dari kawat tersebut (Elayyan *et al*, 2010).

Defleksi merupakan besarnya jarak dalam menstransmisikan gaya yang didistribusikan ke area dentoalveolar sehingga terjadi pergerakan gigi. Pada perawatan awal ortodonti dibutuhkan kawat yang memiliki defleksi maksimum. Hal ini bertujuan untuk menggerakkan gigi dalam proses *leveling* dan *alignment* sesuai

dengan yang diharapkan (Williams, 2000). Semakin kecil diameter kawat akan menghasilkan defleksi yang besar (Bishara, 2001)

Kawat ortodonti dalam rongga mulut selalu berkontak langsung dengan saliva. Adanya saliva dan interaksi lingkungan dalam rongga mulut menyebabkan terjadinya pelepasan ion logam penyusun pada kawat ortodonti. Hal ini juga dipengaruhi oleh mikroorganisme, perubahan suhu, dan derajat keasaman (pH) saliva. Derajat keasaman saliva dapat berubah setiap waktu. Salah satu yang menyebabkan perubahan pH saliva adalah konsumsi minuman berkarbonasi (Hsiung Huang, 2003).

Minuman berkarbonasi sangat diminati oleh masyarakat dunia termasuk Indonesia mulai dari anak-anak hingga kaum dewasa. Menurut *Asosiasi Industri Minuman Ringan Indonesia* pada tahun 2005, minuman berkarbonasi menduduki peringkat ketiga terbesar dalam jumlah pengkonsumsian minuman ringan yaitu sebesar 13 porsi saji seukuran 236 ml per orang per tahun dan diprediksi akan terus meningkat seiring dengan jumlah penduduk Indonesia yang makin banyak (Meika, 2014).

Pada seseorang yang sering mengkonsumsi *soft drink* atau minuman ringan bersoda, maka pH saliva akan menjadi rendah karena pengaruh pH minuman ringan yang rendah. Hal ini diakibatkan oleh karena adanya pelarutan karbondioksida dalam proses pembuatan minuman berkarbonasi yang menghasilkan asam karbonat di mana asam ini merupakan asam lemah. Selain itu adanya asam buatan dan perasa dari ekstrak buah dalam minuman berkarbonasi yang juga bersifat asam. Rata-rata pH minuman bersoda sangat rendah yaitu sekitar 2,0-3,5 (Bardal, 2004)

Konsumsi minuman berkarbonasi di dalam rongga mulut dapat menimbulkan banyak dampak yang merugikan bagi penggunaan kawat ortodonti. Pengaruh pH pada minuman karbonasi menyebabkan rusaknya lapisan epoksi pada kawat NiTi *epoxy resin coated* dan memperbanyak celah-celah mikro, sehingga air dan oksigen menembus lapisan yang dapat menyebabkan terjadinya pelepasan ion logam pada kawat Nikel-Titanium di dalamnya. Efek pelepasan ion pada kawat Nikel-Titanium menyebabkan penurunan defleksi dari kawat tersebut (Muraviev, 2001).

Berdasarkan uraian di atas, peneliti ingin melakukan penelitian mengenai perbedaan defleksi kawat Nikel-Titanium dan kawat NiTi *epoxy resin coated* yang direndam dalam saliva buatan dan minuman berkarbonasi.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan uraian di atas, maka timbul pertanyaan apakah terdapat perbedaan defleksi kawat ortodonti Nikel-Titanium dan NiTi *epoxy resin coated* pada perendaman dalam saliva buatan dan minuman berkarbonasi.

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui perbedaan defleksi kawat ortodonti Nikel-Titanium dan NiTi *epoxy resin coated* pada perendaman dalam saliva buatan dan minuman berkarbonasi.

1.4 Manfaat Penelitian

1. Memberikan informasi mengenai defleksi pada kawat Nikel-Titanium yang dipengaruhi oleh perendaman dalam minuman berkarbonasi.
2. Hasil dari penelitian ini dapat menjadi dasar pertimbangan produsen kawat mengenai penggunaan *coating* dengan bahan resin epoksi.
3. Memberikan informasi pada dokter gigi untuk menghimbau pasien pengguna alat ortodonti untuk memperhatikan jumlah dan frekuensi konsumsi minuman berkarbonasi.
4. Hasil dari penelitian ini dapat dijadikan acuan untuk penelitian lebih lanjut.

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 mengkoreksi 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 (Kusy, 1997).

Kawat ortodonti memiliki sifat atau karakteristik yang mana pemilihan yang tepat akan menentukan hasil yang optimum dari perawatan, antara lain:

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 (O'Brien, 2002).

b. Defleksi (*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 kontinu (O'Brien, 2002).

c. *Formability*

Kemampuan yang tinggi membuat kawat lebih mudah untuk dibengkokkan menjadi bentuk-bentuk *loops*, *coils* atau *stopper* (O'Brien, 2002).

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 semula (O'Brien, 2002).

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* (O'Brien, 2002).

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 ortodonti (O'Brien, 2002).

Karakteristik kawat ideal sebagai *initial archwire* adalah kemampuan *springback* yang besar, kekakuan yang rendah, defleksi yang maksimum, *formability* yang baik (bagi kawat *Stainless steel*), simpanan energi (stored energy/resilien) yang besar, biokompatibilitas terhadap jaringan baik, dan friksi permukaan yang rendah (O'Brien, 2002; Juwadi, 2010; Burstone, 1980).

2.2 Kawat Ortodonti Nikel-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. Kawat ini memiliki keunggulan dibandingkan kawat ortodonti lainnya karena memiliki sifat unik yaitu *shape memory* dan superelastisitas. 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 (Gurgel, 2001; Muraviev, 2001; Kapila 1991).

Nikel-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 (implan). Dalam penemuan awalnya di periode tahun 1930an, diawali dengan penelitian mencari komponen-komponen material yang bersifat elastis dan memiliki efek *shape memory*. Pada saat itu komponen material nikel dan titanium belum menjadi perhatian dari para peneliti (Markus *et al*, 2002).

Saat ini kawat Nikel-Titanium merupakan kawat ortodonti yang paling banyak digunakan terutama pada tahap awal perawatan (initial archwire) dalam proses *leveling* dan *alignment* (Markus *et al*, 2002). Kawat Nikel-Titanium menjadi populer karena sifat superelastisitas dan *shape memory*. 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 (*Three Point Bending Tests*) untuk mempelajari karakteristik kawat dengan membuat defleksi atau simpangan pada kawat hingga menghasilkan gaya dalam jumlah tertentu (Nakano, 1999; Tonner 1994).

Sifat superelastis dari kawat Nikel-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 (Santoro, 2001).



Gambar 2.1 Kawat Ortodonti Nikel-Titanium
(Sumber: Brunette, 2001)

2.3 Kawat Ortodonti Estetik

Saat ini, kawat ortodonti estetik dapat dipisahkan menjadi dua macam, yaitu *coated metal* dan *transparent nonmetallic*. *Coated metal* banyak digunakan pada kawat Nikel-Titanium dan *Stainless steel* dengan menggunakan bahan pelapis *polytetrafluoroethylene* (PTFE), *epoxy resin*, dan polimer parylene (Elayyan, 2010).

Produsen memberikan berbagai macam bahan pelapis dengan ketebalan lapisan yang berbeda dan langkah-langkah yang berbeda dalam proses aplikasi ditujukan untuk memaksimalkan dari segi estetik, resistensi yang baik, dan efisiensi mekanik. Saat ini, dua kawat ortodonti estetik yang paling umum di pasaran yaitu dengan bahan PTFE dan epoxy resin (Elayyan, 2010).

2.3.1 Coated Metal

a. *Polytetrafluoroethylene* (PTFE)

PTFE biasa dikenal dengan DuPont Co dengan nama merek Teflon, merupakan polimer sintetik yang seluruhnya terdiri dari karbon dan fluor. Karena

kekuatan dari ikatan karbon dan fluorin, PTFE mempunyai sifat reaktif, tahan panas, dan hidrofobik. PTFE memiliki koefisien gesekan yang sangat rendah. Lapisan PTFE yang digunakan pada kawat ortodonti dilakukan dengan *thermal spraying*, yaitu sebuah proses di mana bahan halus dipanaskan kemudian disemprotkan dalam kondisi cair ke permukaan untuk membentuk suatu lapisan. Lapisan PTFE menambahkan ketebalan minimal 0,0008-0,001 inci pada kawat ortodonti (Elayyan, 2010).

b. Resin Epoksi

Epoxy adalah resin sintetis yang memiliki gugus atom oksigen yang terikat pada dua atom karbon berdampingan dan dibuat dengan mengkopolimerisasi bisfenol A dan epiklorohidrin sehingga diperoleh rantai epoksi dengan bobot molekul rendah. Resin epoksi merupakan golongan polimer termoset di mana campuran dua komponen yang akhirnya berbentuk seperti kaca (Prasojo *et al*, 2009). Epoksi biasa diaplikasikan untuk pelapis, baik pada logam, kayu maupun tembok. Hal tersebut dikarenakan epoksi mempunyai sifat dapat menahan kelembapan yang sangat tinggi, mempunyai daya tahan yang bagus dari senyawa kimia dan merupakan pelapis anti korosi. Epoksi dapat digunakan sebagai material pelapis pada berbagai macam keadaan lingkungan karena epoksi dapat membentuk jaringan pelindung tiga dimensi (apabila diikat silangkan dengan amina atau poliamida). Meskipun resin epoksi telah banyak digunakan untuk aplikasi pelapisan berbagai macam bahan, tetapi air, oksigen dan ion dapat menembus lapisan ketika ada inisiasi korosi pada permukaan lapisan (Piscitelli, 2011).

Selain memiliki adhesi yang sangat baik, resin ini memiliki berbagai sifat fisik yang baik, seperti ketahanan kimia, isolasi listrik, dan stabilitas dimensi. Resin epoksi secara luas digunakan dalam bahan ortodontik, termasuk dalam penggunaan resin komposit, cetakan, dan *polyurethane aligners* (Elayyan, 2010). Keunggulan dari

penggunaan kawat dengan bahan pelapis resin epoksi yaitu tidak mudah terkelupas dan tidak mudah berubah warna (Kotha *et al*, 2014).

Coating epoxy-resin diaplikasikan pada kawat ortodonti melalui *electrostatic powder coating technique*, yaitu menggunakan bahan dalam bentuk bubuk kemudian disemprotkan pada kawat menggunakan *electrostatic powder coating gun*. Setelah dilakukan penyemprotan, kawat yang telah terlapis di-*curing* agar bahan pelapis ter-*setting* dengan sempurna (Arango *et al*, 2012).



Gambar 2.2 Kawat Ortodonti Estetik

(Sumber: Rocky Mountain Orthodontic, 2013)

2.3.2 *Transparent Nonmetallic*

Dalam 20 tahun terakhir, kemajuan yang signifikan telah membuat adanya kawat *non-metallic* dengan sifat menyerupai logam. Kawat *flexible nonmetallic* biasanya terbuat dari *spindle glass* yang tertanam dalam matriks polimer. Beberapa contoh dari kawat *flexible nonmetallic* adalah *fiber-reinforced polymer* (FRP) atau *newer self-reinforced polymer* (SRP). Kawat ini memungkinkan adanya deformasi dan mungkin cocok untuk *leveling* dan *aligning* pada pasien dengan maloklusi Kelas I dengan *mild to moderate crowding*. Kawat *non-metallic* memberikan tampilan translusensi dan transparansi ideal untuk *ceramic bracket*.

Proses pembuatan dari kawat *non-metallic* berbeda-beda tergantung pada jenis polimernya. Kawat ortodonti *Fiber Reinforced Composite* (FRC) dibuat melalui

proses yang disebut dengan *hot drawing*. *Drawing* adalah proses kerja dengan menggunakan kekuatan tarik untuk meregangkan suatu benda (Clocheret, 2004).

2.4 Minuman Berkarbonasi

Minuman berkarbonasi adalah minuman yang melewati *carbonated process*, salah satu contoh minuman berkarbonasi adalah Coca-cola. Biro Pusat Statistik (2004) juga menyatakan bahwa minuman berkarbonasi adalah minuman yang dibuat dengan mengasorbisikan karbondioksida ke dalam air minum dan mempunyai pH berkisar antara 2,08-3,00 (Liesan *et al*, 1999).

Minuman berkarbonasi atau biasa disebut air soda memiliki rumus kimia H_2CO_3 . Untuk membuat air soda, komponen yang paling penting adalah air dan gas karbondioksida. Sama seperti oksigen, karbondioksida merupakan gas yang banyak terdapat di alam. Karbondioksida merupakan gas yang kita keluarkan saat bernapas dan diambil oleh tanaman untuk proses fotosintesis. Bila diinjeksi ke dalam air dengan tekanan tinggi, karbondioksida akan membentuk asam karbonat. Asam karbonat tersebutlah yang bertanggung jawab terhadap timbulnya sentuhan khas soda di mulut (*mouthfeel*) dan perasaan yang mengigit (*bite*) pada saat minuman berkarbonasi. *diminum* (Nur' Afni, 2009).

Selain itu, gas karbondioksida juga berpengaruh terhadap timbulnya efek *extra sparkle*, yang membedakan minuman ringan berkarbonasi dengan non-karbonasi. *Extra sparkle* adalah efek penampakan berkelap-kelip pada minuman. Secara praktis CO_2 adalah satu-satunya gas yang paling cocok untuk memproduksi penampakan *sparkle* dalam minuman ringan berkarbonasi. Kelarutan gas karbondioksida sedemikian rupa, sehingga dapat bertahan dalam cairan pada suhu ruang. Jika dikocok secara perlahan, gas tersebut akan melepaskan gelembung dalam minuman. Pada saat larut dalam air, CO_2 memberikan rasa asam sehingga dapat menurunkan pH menjadi lebih rendah (Nur' Afni, 2009).



Gambar 2.3 Minuman Berkarbonasi
(Sumber: www.coca-colacompany.com)

2.4.1 Komposisi Minuman Berkarbonasi

Bahan-bahan yang terkandung dalam minuman berkarbonasi yang diteliti dan diatur oleh *Food and Drug Administration* (FDA) Amerika Serikat (National Soft Drink Association, 2004) adalah 90% air dan sisanya kombinasi antara pemanis buatan, gas CO₂, pencita rasa, pewarna, asam fosfat, kafein, dan beberapa mineral, terutama aluminium (Jellen, 1985; Steen dan Ashurts, 2006).

Meskipun minuman berkarbonasi tidak memiliki kandungan alkohol, namun minuman bersoda atau *soft drink* memiliki beberapa kandungan lainnya, antara lain:

1. Air
merupakan komponen utama dalam *soft drink*
2. CO₂
CO₂ dapat memperbaiki rasa pada minuman. Menghasilkan rasa renyah dan menggelitik pada kerongkongan
3. Gula / Pemanis
 - a. *Soft drink* reguler
Biasanya menggunakan sukrosa (gula tebu), sirup fruktosa atau HFCS (High Fructose Corn Syrup).
 - b. *Soft drink* diet

Biasanya menggunakan pemanis sintetis aspartam, sakarin atau siklamat. Di Amerika Serikat lebih sering menggunakan pemanis sintetis mutakhir seperti *sucralose* dan *acesulfame-K*.

4. Kafein

Kadarnya cukup tinggi, membantu seseorang untuk tetap terjaga atau tidak mengantuk, jantung berdegup dengan kencang. Oleh karena itu tidak disarankan bagi penderita hipertensi, dan berpotensi jantung koroner atau *stroke*.

5. Zat Pengawet

Zat pengawet yang sering digunakan adalah *sodium benzoate*. Aman untuk bahan pangan namun dalam batas kadar tertentu.

6. Zat Pewarna

Tidak terdapat pada *soft drink* yang jernih, tetapi ditemukan pada beberapa jenis *soft drink* yang berwarna. Pada *soft drink* cola, menggunakan pewarna alami yaitu karamel. Namun ada beberapa *soft drink* yang menggunakan zat pewarna sintetis karmoisin dan tartrazin.

7. Perasa Buatan

Perasa yang sering digunakan adalah perasa jeruk, *strawberry*, nanas dan lain sebagainya.

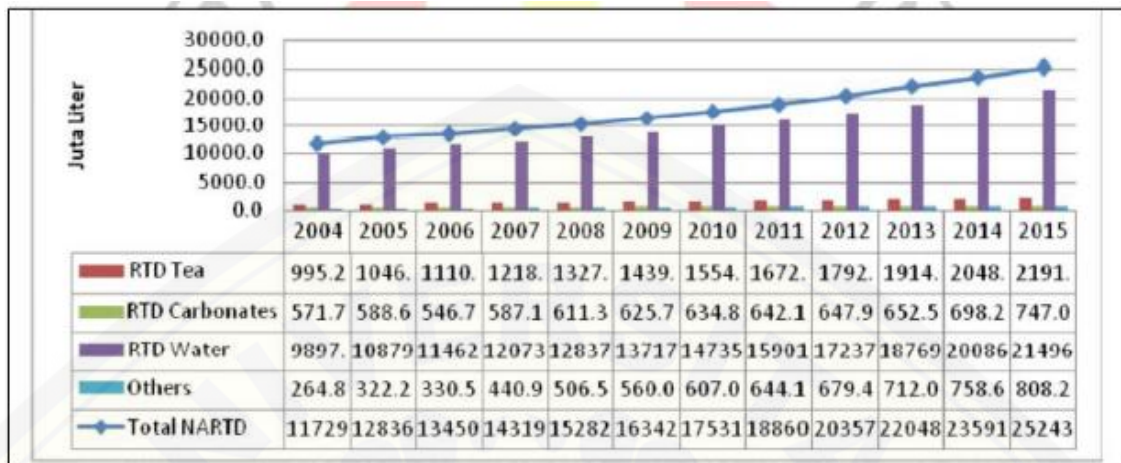
8. Asam Fosfat

Minuman Berkarbonasi	pH Minuman Berkarbonasi
Coca-cola	2,53
Sprite	2,69
Sprite Light	2,81
Orange Juice	3,70

Tabel 2.1 Derajat keasaman minuman berkarbonasi

(Sumber: Attin T, *et al* 2005)

2.4.2 Prevalensi Pengkonsumsian Minuman Berkarbonasi



Gambar 2.4 Prevalensi Pengkonsumsian Minuman Ringan di Indonesia
(Sumber: Euromonitor diolah oleh Asosiasi Minuman Ringan Indonesia diakses
Maret 2013)

Berdasarkan data yang diolah oleh ASRIM minuman karbonasi menduduki peringkat ketiga dalam jumlah pengkonsumsian minuman ringan di Indonesia dan diperkirakan pada tahun selanjutnya akan memiliki *market share* yang lebih tinggi. Negara dengan tingkat konsumsi soda paling tinggi adalah Amerika. Orang Amerika rata-rata minum 166 liter soda per tahun. Sedangkan orang Indonesia mengonsumsi minuman soda 2,4 liter per tahun. Dibandingkan dengan negara ASEAN lainnya, konsumsi soda Indonesia terendah (Filipina 34,1 liter, Thailand 32,2 liter, Malaysia 19 liter, Vietnam 6,2 liter, dan Kamboja 4,5 liter). Walaupun konsumsi soda orang Indonesia terendah, tetapi minuman soda banyak dijual. Hal ini dibuktikan dengan keterangan Asosiasi Industri Minuman Ringan yang menyebutkan bahwa 80% pedagang asongan dan pedagang kecil menjual minuman bersoda dan ada sekitar 40 produsen minuman bersoda di Indonesia, dengan kapasitas produksi 200 juta liter per tahun (Nur' Afni, 2009).

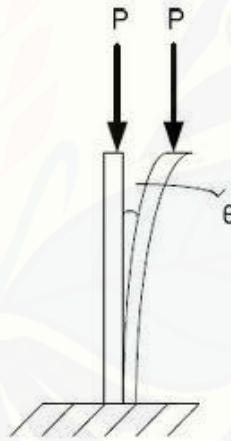
2.5 Defleksi

Defleksi adalah perubahan bentuk pada suatu bahan dalam arah vertikal dan horizontal akibat adanya pembebanan yang diberikan pada bahan tersebut. Defleksi diukur dari permukaan netral awal ke posisi netral setelah terjadi deformasi. Dengan kata lain suatu bahan akan mengalami pembebanan transversal baik itu beban terpusat maupun terbagi merata akan mengalami defleksi (Munandar, 2011).

Defleksi ada 2 yaitu :

1. Defleksi Vertikal

Perubahan bentuk suatu bahan akibat pembebanan arah vertikal (tarik, tekan) hingga membentuk sudut defleksi, dan posisi batang vertikal, kemudian kembali ke posisi semula.

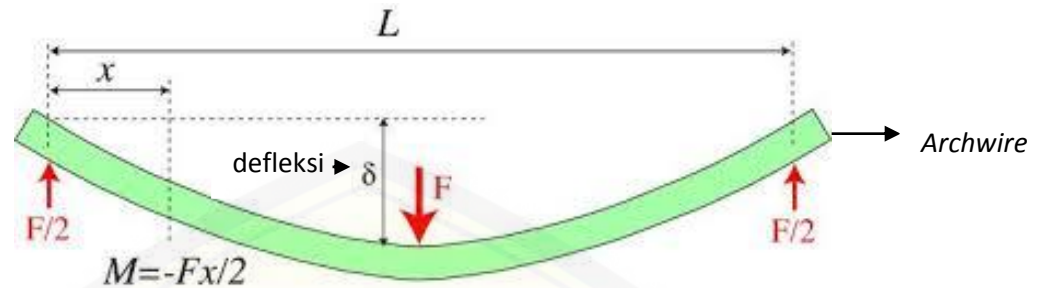


Gambar 2.5 Defleksi Vertikal

(Sumber: Munandar, 2011)

2. Defleksi Horizontal

Perubahan bentuk suatu bahan akibat pembebanan arah vertikal (bending) posisi batang horizontal, hingga membentuk sudut defleksi, kemudian kembali ke posisi semula.



Gambar 2.6 Defleksi Horizontal

(Sumber: Clyne, 2000)

Hal-hal yang mempengaruhi terjadinya defleksi (Munandar, 2011) yaitu :

1. Kekakuan bahan

Semakin kaku suatu bahan maka defleksi yang akan terjadi akan semakin kecil.

2. Besarnya kecil gaya yang diberikan

Besar-kecilnya gaya yang diberikan pada suatu bahan berbanding lurus dengan besarnya defleksi yang terjadi. Dengan kata lain semakin besar beban yang dialami maka defleksi yang terjadi pun semakin besar.

3. Jenis tumpuan yang diberikan

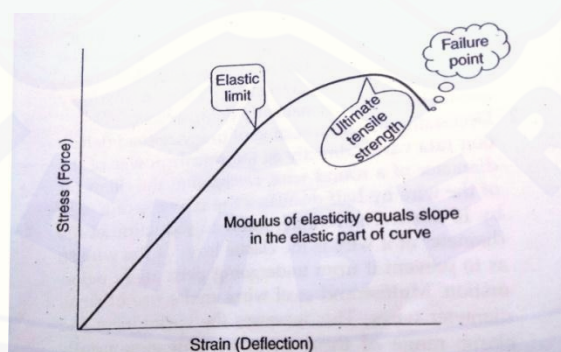
Jumlah reaksi dan arah pada tiap jenis tumpuan berbeda-beda. Oleh karena itu, besarnya defleksi pada setiap jenis tumpuan tidaklah sama. Semakin banyak reaksi dari tumpuan yang melawan gaya dari beban maka defleksi yang terjadi semakin kecil.

4. Jenis beban yang terjadi pada batang

Bahan yang mengalami pembebanan terdistribusi merata dengan pembebanan titik tertentu memiliki kurva defleksi yang berbeda-beda. Defleksi yang terjadi pada beban terdistribusi merata lebih besar dari pembebanan titik. Ini karena sepanjang bahan mengalami beban sedangkan pada beban titik hanya terjadi pada beban titik tertentu saja (Hariandja, 1996).

Ada tiga titik pada kurva defleksi yang secara klinis perlu diketahui, yaitu batas elastic (*elastic limit*), kekuatan tarik utama (*ultimate tensile strength*), dan titik putus (*failure point*). *Elastic limit* adalah titik batas di mana gaya yang lebih besar dari titik batas menyebabkan deformasi permanen dari kawat. Besarnya gaya defleksi yang dapat ditahan oleh kawat sebelum terjadinya deformasi permanen mencerminkan seberapa elastis kawat tersebut. Kawat dengan tingkat elastis yang tinggi memungkinkan aktivasi kawat lebih besar dan berkemungkinan lebih rendah untuk mengalami deformasi permanen (Bishara, 2001).

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



Gambar 2.7 Diagram *stress-strain* (gaya defleksi)

(Sumber: Bishara, 2001)

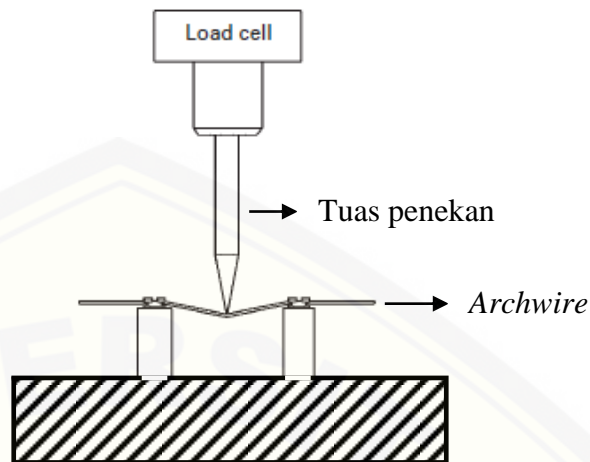
2.5.1 Defleksi dalam Bidang Kedokteran Gigi

Di bidang kedokteran gigi, defleksi digunakan dalam perawatan awal ortodonti cekat pada proses *levelling* dan *allignment*. Pada proses ini kawat yang digunakan berdiameter 0,010 x 0,010 sampai 0,016 x 0,016 untuk *leveling* dan *alignment* pada mahkota dan 0,016 x 0,016 sampai 0,017 x 0,025 untuk *leveling* dan *alignment* pada akar. Pada perawatan awal ortodonti dibutuhkan sifat kekakuan yang minimum dan defleksi yang maksimum. Defleksi kawat merupakan besarnya jarak akibat gaya yang diberikan kawat dan sebanding dengan modulus elastisitasnya. 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 (Santoro, 2001).

2.6 Uji *Three Point Bending*

Uji *Three Point Bending* merupakan uji lentur (bending) yang ada dalam bidang ortodonti. Uji ini sering dikaitkan dengan pengukuran *stress*, *strain*, dan modulus elastisitas kawat ortodonti. Selain uji *Three Point Bending*, juga ada uji *Four Point Bending* dan *Cantilever Bending*. Keduanya memerlukan pengaturan tambahan dan lebih kompleks.

Pada *Three Point Bending*, spesimen atau benda dikenai beban pada satu titik yaitu tepat pada bagian tengah batang ($\frac{1}{2} L$). Pada metode ini material harus tepat berada di $\frac{1}{2} L$. Grafik dari uji *Three Point Bending* ada bermacam-macam, namun secara umum yaitu besar gaya (Newton atau gram/mm) sebagai sumbu y dan besar defleksi (mm atau sudut bending) sebagai sumbu x (Proffit *et al*, 2007). Uji *Three Point Bending* biasa dilakukan pada *Universal Testing Machine* (Davis, 2004).



Gambar 2.8 Model *Three Point Bending*

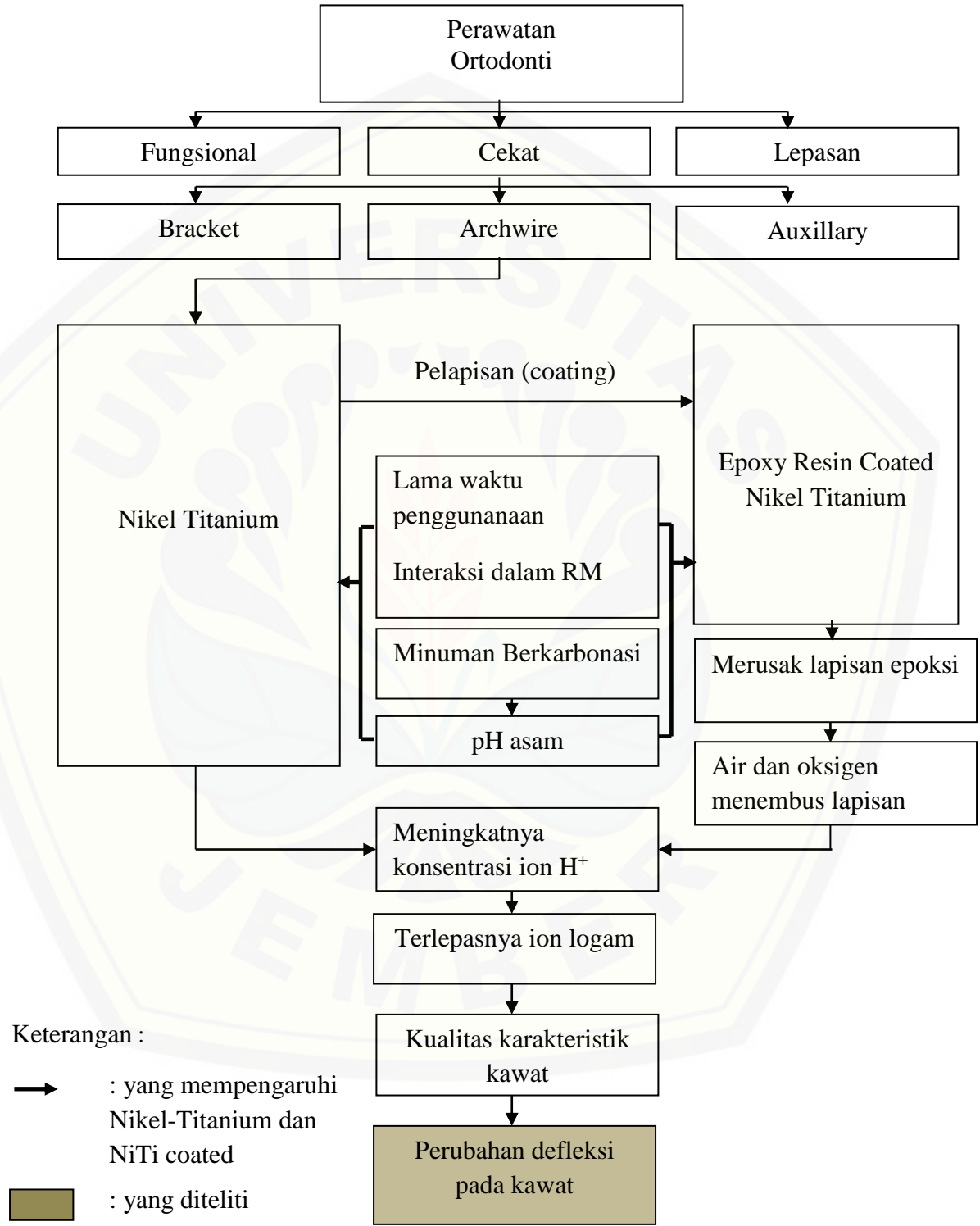
(Sumber: Bartzela, 2007)

Uji *Three Point Bending* dilakukan untuk melihat sifat mekanik dari suatu material. Biasanya digunakan untuk menentukan besar defleksi, kekuatan fleksural, dan elastisitas bahan. Dilakukan pengujian ini karena memiliki keakuratan yang lebih optimal dibandingkan dengan uji lainnya. Konsentrasi tegangan dan momen maksimum dapat diidentifikasi dengan jelas, pada titik di sepanjang spesimen. Sehingga modulus elastisitas dapat dihitung secara akurat melalui metode ini. Ada berbagai jenis uji mekanik lain seperti uji tarik dan uji kekuatan radial, namun kurang mewakili dalam pengaplikasian defleksi pada kawat ortodonti dalam rongga mulut (Tonner, 1994).

2.7 Hipotesis

Berdasarkan tinjauan pustaka yang telah diuraikan maka dirumuskan hipotesis yaitu defleksi kawat Nikel-Titanium lebih tinggi daripada NiTi *epoxy resin coated* pada perendaman dalam saliva buatan dan minuman berkarbonasi.

2.6 Kerangka Konsep



BAB 3. METODE PENELITIAN

3.1 Jenis Penelitian

Penelitian ini menggunakan jenis penelitian eksperimental laboratoris *The Post Test Only Control Group Design* yaitu dengan menggunakan analisa pengukuran sesudah perlakuan (Notoatmodjo, 2005).

3.2 Waktu dan Tempat Penelitian

3.2.1 Waktu Penelitian

Penelitian ini dilakukan pada Bulan September-Desember 2015.

3.2.2 Tempat Penelitian

Laboratorium Biomedik Mikrobiologi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember dan Laboratorium Struktur Fakultas Teknik Sipil Institut Teknologi Sepuluh November Surabaya.

3.3 Sampel Penelitian

3.3.1 Bentuk dan Ukuran Sampel

Sampel penelitian adalah kawat ortodonti Nikel-Titanium berpenampang bulat dengan diameter 0,016 inci dengan panjang 11,6 cm. Panjang kawat didapatkan dari panjang rata-rata untuk perawatan ortodonti cekat dihitung dari *midline* gigi anterior hingga gigi molar rahang atas adalah 5,8cm (Al-Joubory, 2001).

3.3.2 Pengelompokan Sampel Penelitian

Sampel penelitian terdiri dari 4 kelompok yang terdiri dari dua kelompok kontrol dan dua kelompok perlakuan. Penjelasan masing-masing kelompok sebagai berikut:

Kelompok 1 :kawat NiTi *non coated* direndam dalam saliva buatan (kontrol 1)

Kelompok 2 :kawat NiTi *coated epoxy resin* direndam dalam saliva buatan (kontrol 2)

Kelompok 3 :kawat NiTi *non coated* direndam dalam saliva buatan yang dicampur dengan minuman berkarbonasi (perlakuan 1)

Kelompok 4 :kawat NiTi *coated epoxy resin* direndam dalam saliva buatan yang dicampur dengan minuman berkarbonasi (perlakuan 2)

3.5.3 Besar Sampel

Rumus yang digunakan pada penelitian ini untuk menghitung besar sampel minimal adalah :

$$n = \frac{Z^2 \sigma^2}{\alpha^2}$$

Keterangan:

n = besar sampel minimum

Z = nilai Z pada tingkat kesalahan tertentu (α) ; jika $\alpha = 0,05$, maka nilai Z adalah Z = 1,96 (2-tailed) dan Z = 1,64 (1-tailed)

σ = standart deviasi (SD) penelitian sejenis

α = kesalahan yang masih ditoleransi

(Daniel, 2005)

Pada rumus besar sampel minimal nilai σ diasumsikan sama dengan nilai α ($\sigma = \alpha$), karena nilai σ^2 jarang diketahui sehingga perlu melakukan dugaan untuk

mengetahuinya (Steel dan Torrie, 1995). Dari rumus besar sampel minimal perhitungan yang diperoleh sebagai berikut:

$$n = \frac{(1,96)^2 \sigma^2}{\alpha}$$
$$n = (1,96)^2$$
$$n = 3,84 \approx 4$$

Berdasarkan perhitungan rumus di atas banyaknya sampel minimal adalah 4. Untuk mengantisipasi terjadinya nilai yang menyimpang dengan perkiraan sebesar 30% digunakan rumus faktor koreksi dari Higgins sebagai berikut : $1/1-f$
 f = proporsi sampel penelitian yang *drop out*

Maka didapatkan $n = \frac{1}{1-0,3}$

$$n = \frac{1}{0,7} \times 4$$
$$n = 5,7 \approx 6$$

Berdasarkan hasil penghitungan rumus didapatkan banyaknya sampel pada setiap kelompok adalah 6

3.4 Variabel Penelitian

3.4.1 Variabel Bebas

Variabel bebas pada penelitian ini adalah jenis kawat NiTi dengan bahan pelapis resin epoksi dan NiTi tanpa bahan pelapis.

3.4.2 Variabel Terikat

Variabel terikat pada penelitian ini adalah defleksi dari masing-masing jenis kawat.

3.4.3 Variabel Terkendali

Variabel terkendali pada penelitian ini antara lain:

- Saliva buatan dengan pH 7
- Suhu rendaman 37° C
- pH asam dari minuman karbonasi

3.5 Definisi Operasional

3.5.1 Defleksi kawat

Defleksi kawat adalah besarnya jarak ketika diberikan gaya pada posisi awal kawat sampai terjadi perubahan bentuk secara horizontal hingga kawat terputus (Quintao *et al*, 2009). Satuan dari defleksi adalah milimeter (mm).

3.5.2 Kawat NiTi *non coated*

Kawat NiTi *non coated* merupakan kawat ortodonti yang berbahan dasar sebagian besar terdiri dari komponen nikel dan titanium. Kawat ini tidak memiliki tambahan lapisan pelindung dan estetik pada bagian luar. Pada penelitian digunakan kawat NiTi berpenampang bulat dengan diameter 0,016 inci dan panjang 11,6 cm.

3.5.3 Kawat NiTi *epoxy resin coated*

Kawat NiTi *epoxy resin coated* merupakan kawat ortodonti berbahan Nikel Titanium yang memiliki lapisan dari bahan pelapis resin epoksi pada bagian luarnya sebagai pelindung dan menambah estetik sehingga termasuk dalam tipe *aesthetic archwire*. Pada penelitian ini digunakan kawat NiTi *coated* berpenampang bulat dengan diameter 0,016 inci dan panjang 11,6 cm.

3.5.4 Saliva Buatan

Saliva buatan yang digunakan dalam penelitian ini adalah saliva buatan yang menurut Mareci *et al* (2005) dengan komposisi yaitu NaCl 36,0 gr; KCl 1,69 gr; CaCl₂ 0,956gr; NaHCO₃ 0,850 gr; dan air destilasi 400 cc dengan pH 7.

3.5.5 Minuman Berkarbonasi

Minuman berkarbonasi atau air soda merupakan minuman yang dikemas dalam bentuk kaleng maupun botol dengan proses pelarutan gas karbondioksida (karbonasi) sehingga membentuk asam karbonat dan memiliki pH 2,8.

3.6 Alat dan Bahan Penelitian

3.6.1 Alat Penelitian

- a. Gelas ukur 100 ml (Pyrex, Indonesia)
- b. Petridish
- c. Pinset
- d. Tang potong
- e. Penggaris
- f. Digital pH meter (Hanna instrument, USA)
- g. Inkubator (Memert, Jerman)
- h. Desikator
- i. Universal Testing Machine (Shimadzu, Jepang)

3.6.2 Bahan Penelitian

- a. Kawat NiTi berpenampang bulat dengan diameter 0,016 inci dengan panjang 11,6 cm
- b. Kawat NiTi *epoxy resin coated* berpenampang bulat dengan diameter 0,016 inci dan panjang 11,6 cm (American Orthodontic)
- c. Saliva buatan dengan pH 7
- d. Minuman berkarbonasi Coca cola dengan pH 2,8

3.7 Prosedur Penelitian

3.7.1 Persiapan Sampel

Sampel terdiri dari 12 kawat NiTi *non coated* dan 12 kawat *epoxy resin coated* dengan ukuran 0,016 inci dengan panjang 11,6 cm.

3.7.2 Persiapan Larutan Uji

Menyiapkan sampel kelompok kontrol yang terdiri dari 29 ml saliva buatan dan sampel kelompok perlakuan yaitu 29 ml saliva buatan yang telah dicampur dengan 29 ml minuman berkarbonasi. Volume larutan 29 ml dihitung menggunakan rumus yang berdasar pada standard ASTM G31-72 yaitu volume larutan = 0,2 x luas permukaan sampel uji (lampiran A).

3.7.3 Penentuan Waktu Perendaman

Satu kali pengonsumsi minuman berkarbonasi diasumsikan selama 5 menit. Sedangkan rata-rata penggunaan kawat NiTi dalam rongga mulut adalah selama 6 minggu (Petrov *et al*, 2013). Sehingga apabila ingin didapatkan waktu pemakaian setara 6 minggu, maka didapatkan waktu perendaman selama 3,5 jam dengan penghitungan sebagai berikut:

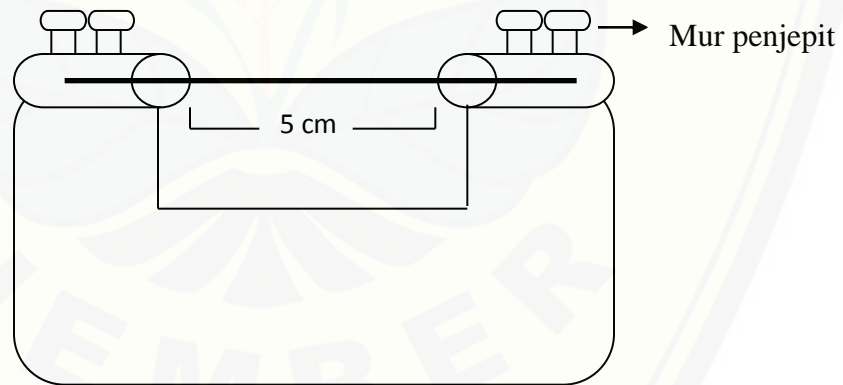
$$\begin{aligned}\text{Penghitungan} &= 5 \text{ (menit)} \times 42 \text{ (hari)} \\ &= 210 \text{ menit} = 3,5 \text{ jam}\end{aligned}$$

Perendaman sampel dilakukan di dalam inkubator untuk mengkondisikan temperatur sampel sesuai dengan temperatur di dalam rongga mulut yaitu 37% C.

3.7.4 Perendaman Sampel

- a. Menyiapkan saliva buatan dan minuman berkarbonasi yang telah diukur pHnya menggunakan pH meter.
- b. Menyiapkan sampel sejumlah 24 sesuai dengan perhitungan.
- c. Menyiapkan 24 buah petridish. Petridish I-VI diberi label sebagai kontrol 1-6 diisi dengan saliva buatan sebanyak 29 ml dengan merendam kawat NiTi di dalamnya. Petridish dimasukkan dalam inkubator selama 3,5 jam.

- d. Petridish VII-XII diberi label sebagai kontrol 7-12 diisi dengan saliva buatan sebanyak 29 ml dengan merendam kawat NiTi *coated epoxy resin*. Petridish dimasukkan dalam inkubator selama 3,5 jam.
- e. Petridish XIII-XVIII diberi label sebagai perlakuan 1-6 diisi dengan saliva buatan 29 ml ditambah dengan minuman karbonasi 29 ml dengan merendam kawat NiTi. Petridish dimasukkan dalam inkubator selama 3,5 jam.
- f. Petridish XIX-XXIV diberi label sebagai perlakuan 7-12 diisi dengan saliva buatan 29 ml ditambahkan minuman berkarbonasi 29 ml dengan merendam kawat NiTi *coated epoxy resin*. Petridish dimasukkan dalam inkubator selama 3,5 jam.
- g. Setelah perendaman sampel dalam larutan selama 3,5 jam, pindahkan sampel dari inkubator menuju desikator. Tujuannya untuk mengeringkan sampel agar bebas air, mempertahankan kelembaban, dan mencegah terjadinya proses oksidasi sampai sampel siap untuk dilakukan pengujian.
- h. Sampel diletakkan pada alat penjepit dan diatur penempatannya.



Gambar 3.1 Penempatan kawat pada alat penjepit modifikasi

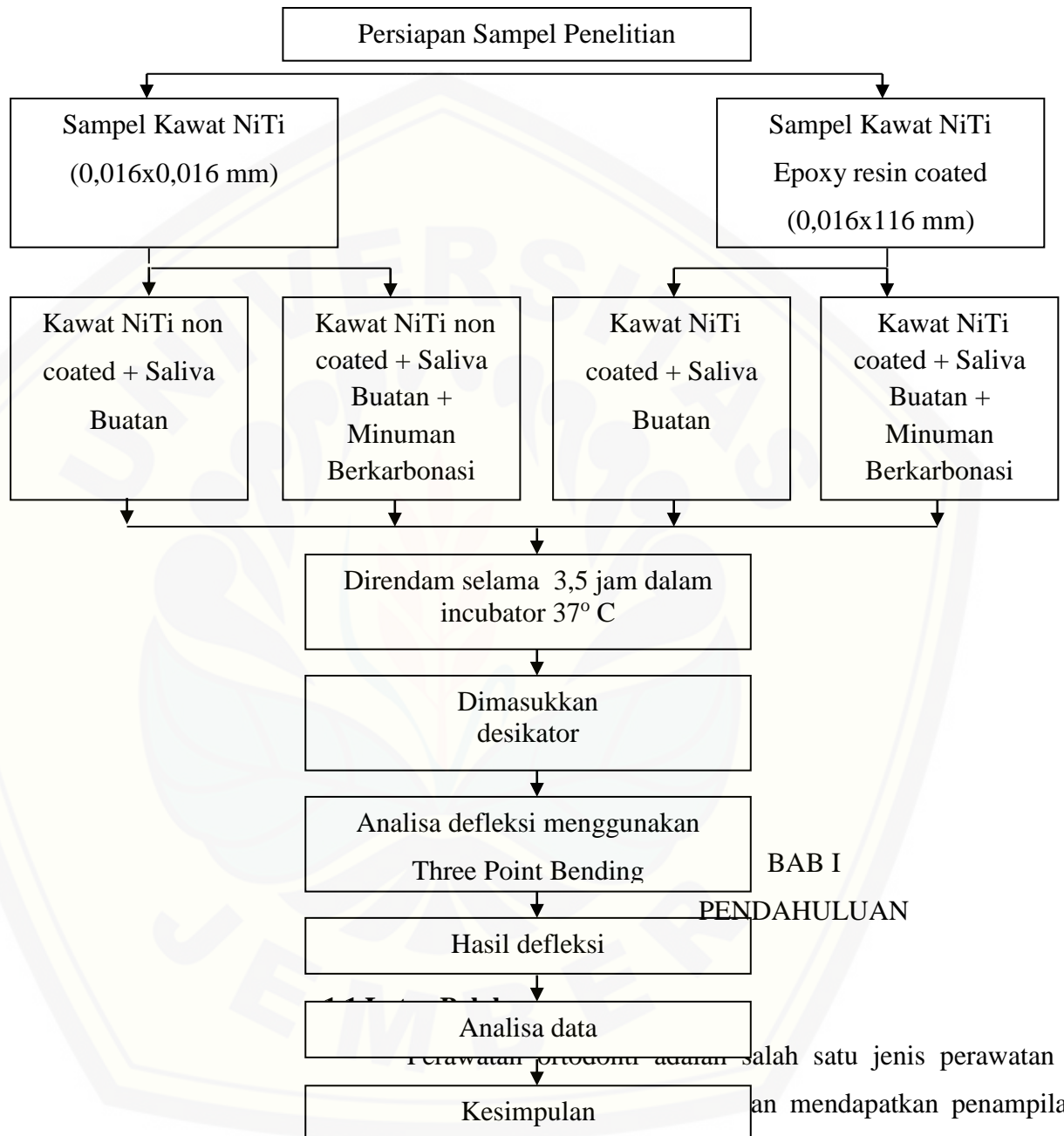
3.7.5 Pengujian defleksi dengan metode *Three Point Bending*

Pengujian dilakukan dengan alat *Universal Testing Machine*. Tuas penekan dibuat berupa satu titik dengan besar sesuai dengan diameter kawat. Atur jarum penunjuk pada posisi nol. Hidrolik dihidupkan pada kecepatan 5mm/menit dengan beban awal 5N dan bertahap hingga rata-rata 110N sampai kawat terputus. Hidrolik dimatikan dan membuat grafik (Quintao *et al*, 2009).

3.8 Analisis Data

Data hasil penelitian disajikan dalam rata-rata defleksi masing-masing kelompok, kemudian dilakukan uji normalitas menggunakan *Kolmogorovsmirnov-test*. Kemudian dilakukan uji homogenitas data menggunakan *Levene-test*. Apabila data diperoleh terdistribusi normal dan homogen maka dilanjutkan uji parametrik *One Way Anova* dengan tingkat kepercayaan 95% ($\alpha = 0,05$). Namun apabila data tidak terdistribusi normal dan atau tidak homogen dilakukan uji non parametrik dengan *Kruskal Wallis test* dengan tingkat kepercayaan 95% ($\alpha = 0,05$). Kemudian dilanjutkan dengan uji *Least Significant Difference*.

3.9 Alur Penelitian



Perawatan ortodonti adalah salah satu jenis perawatan yang d...
 an mendapatkan penampilan dento...
 menyenangkan secara estetika yaitu dengan memperbaiki susunan gigi ya...
 mengoreksi hubungan antar gigi-geligi atas dan bawah, serta menciptaka...
 oklusi yang baik (William, 2000)

Alat ortodonti dibagi menjadi tiga macam, yaitu dengan peng...
 ortodonti lepasan dan alat ortodonti cekat dan fungsional. Alat ortodo...
 merupakan piranti yang didesain agar dapat dipasang dan dilepas oleh pa...
 ini menghasilkan pergerakan gigi yang terbatas. Alat ortodonti cekat...
 piranti yang lebih efektif dalam memperbaiki kasus maloklusi yang l...

BAB 5. KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Dari hasil penelitian ini diperoleh kesimpulan sebagai berikut:

1. Kawat Nikel-Titanium memiliki defleksi lebih tinggi daripada NiTi *epoxy resin coated* pada perendaman saliva buatan dan minuman berkarbonasi.
2. Perendaman kawat Nikel-Titanium dan NiTi *epoxy resin coated* dalam minuman berkarbonasi memiliki defleksi lebih rendah daripada perendaman dalam saliva buatan.

5.2 Saran

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, saran yang dapat diberikan peneliti adalah sebagai berikut:

1. Pada penelitian selanjutnya perlu dilakukan uji defleksi pada kawat sebelum diberikan perlakuan
2. Diperlukan penelitian lebih lanjut mengenai sifat dan struktur permukaan secara mikroskopis menggunakan SEM (Scanning Elektron Microscope) pada kawat NiTi *epoxy resin coated* setelah perendaman dalam saliva yang dicampur minuman berkarbonasi.
3. Perlu dilakukan penelitian lebih lanjut efek minuman berkarbonasi terhadap defleksi kawat *Stainless steel*, *Cobalt-Chromium*, dan *Beta-Titanium*.

DAFTAR PUSTAKA

- Al-Joubory, H.M. 2001. The Corrosion Behaviour and the Biological Effect of Fixed Orthodontic Appliance in Artificial Saliva Solution. *A master thesis, Orthodontic department*. Baghdad: University of Baghdad: 7-27
- Arango, S., Vargas, A.P., Garcia, C. 2013. Review: Coating and Surface Treatments on Orthodontic Metallic Materials. *Coating* 3. 1-15
- Attin, T., Weiss, K., Becker, K., Buchala, W., Wiegand, A. 2005. Impact of Modified Acidic Soft Drink on Enamel Erosion. *Journal Oral Diseases* Vol. 11(1): 7-12
- Bardal, E. 2004. *Corrosion and Protection*. United States of America: Spriner Verlag London Limited: 75-77
- Bartzela, T.N., Senn, C., Wichelhaus, A. 2007. Load-Deflection of Superelastic Nickel-Titanium Wires. *Angle Orthodontist* Vol. 77 (6): 991-998
- Bednar, J.R., Gruendeman, G.W., Sandrik, J.L., 1991. A Comparative Study of Frictional Forces Between Orthodontic Brackets and Archwires. *American Journal Dentofacial Orthod* Vol. 100(1): 513-522
- Bishara, Samir E. 2001. *Textbook of Orthodontics*. Philadelphia: Elsevier: 214-215
- Brantley, W.A. 2001. *Orthodontic Material*, ed. By W.A. Brantley and T. Eliades. New York : Thieme Stuttgart: 77-103
- Burstone, C.J., Goldberg, A.J. 1980. Beta Titanium: A New Orthodontic Alloy. *American Journal of Orthod Dentofacial Orthop* Vol. 77(1): 121-132

- Champbell, M. K., Farrell, S. O. 2010. *Biochemistry*. 7th ed. Canada: Cengage Learning: 38-41
- Clocheret, K., Willems, G., Carels, C., Celis, J.P. 2004. Dynamic Frictional Behaviour of Orthodontic Archwires and Brackets. *Europe Journal Orthod* Vol. 26(2): 163-170
- Darvel, B.W. 1997. *Materials Science for Dentistry*. 4th ed. Hong Kong: The University of Hong Kong Press: 43-56
- Davis, J.R. 2004. Tensile testing. 2nd ed. ASM International. Ohio: Material Park: 13-18
- Devilliers, D., Dinh, M.T., Mahe, E., Krulic, D., Larabi, N., Fatouros, N. 2006. Behavior of Titanium in Sulphuric Acid – Application to DSAs -. *J. New. Mat. Electrochem System* 9(1): 221-232
- Elayyan F, Silikas N, Bearn D. 2010. Mechanical Properties of Coated Superelastic Archwires in Conventional and Self-Ligating Orthodontic Brackets. *American Journal of Orthod Dentofacial Orthop* Vol. 137 (2): 213-217
- Eliades, T., Athanasiou, A.E. 2002. In Vivo Aging of Orthodontic Alloys: Implications for Corrosion Potential, Nickel Release, and Biocompatibility. *Angle Orthodontics*. Vol. 72(3): 222-237
- Foster, T.D. 2014. *Buku Ajar Ortodontsi*. Edisi 3. Jakarta: Penerbit Buku Kedokteran EGC: 36-40
- Graber, T., Vanarsdall, R.L., Vig, K. 2005. *Orthodontic: Current Principle Techniques*. 4th ed. St. Louis: Elsevier Mosby: 139-156

- Gurgel, J.E., Kerr, S., Powers, J., LeCrone. 2001. Force-Deflection Properties of Superelastic Nickel-Titanium Archwires. *American Journal of Orthod Dentofacial Orthop* Vol. 120 (4): 378-382
- Higgins, J.E., Kleinbaum, A.P. 1985. *Introduction to Randomized Clinical Trial : Family Health International*. North California, USA: Research Triangle Park: 25-30
- Huang, H.H., Chiu, Y.H., Lee, T.H., Wu, S.C., Yang, H.W., Su, K.H. 2003. *Ion Release from NiTi Orthodontic Wires in Artificial Saliva with Various Acidities*. Taiwan: Institute of Dental Materials, Chung Shan Medical University: 3585-3590
- Humphrey, S.P., Williamson, R.T. 2001. A review of saliva: normal composition, flow, and function. *J Prosthet Dent*. Vol. 85 (2): 162-169
- Husmann, P., Bourauel, C., Wessinger, M., Jager, A. 2002. The Frictional Behavior of Coated Guiding Archwires. *Journal of Orofacial Orthopedic*. Vol. 63(1): 199-211
- Johnsen, R. 2004. *Corrosion of Carbon Steel in Hydrocarbon Environment*. Norway: NTNU Institute of Engineering Design and Material: 50-52
- Juwadi, S.R, Kailasam, V., Padmanabhan, S., P., Chitharanjan, A.B. 2010. Physical Mechanical And Flexural Properties Of Orthodontic Wires: An In-Vitro Study. *American Journal of Orthod Dentofacial Orthop* Vol. 138 (5): 623-630
- Kapila, S., Reichhold, G.W., Anderson, R.S., Watanabe, L.G. 1991. Effects of Clinical Recycling on Mechanical Properties of Nickel-Titanium Alloy Wires. *American Journal of Orthod Dentofacial Orthop* Vol. 100(2): 428-435

- Kotha, Ravichandra Sekhar, Alla, Rama Krishna, Shammam M., Ravi. 2014. An Overview of Orthodontic Wires. *Trends Biomater. Artif, Organs*; 28(1): 32-36
- Kubouchi, M. 2012. Evaluation Method of Degradation of Anti-Corrosion Epoxy Lining for Concrete Structure. Japan: Tokyo Institute of Technology: 1-9
- Kusy, R.P. 1997. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *Angle Orthod.* Vol. 67(1): 197–207.
- Lee Hsin.T., Huang, T.K., Lin, S.Y., Chen, L.K., Chou, M.Y., Huang, H.H. 2010. Corrosion Resistance of Different Nickel-Titanium Archwires in Acidic Fluoride-containing Artificial Saliva. *The Angle Orthodontist.* Vol. 80 (3): 547-553
- Liesan, A., Sundoro, E.H., Werdaningsih, W. 1999. Perbandingan Kekasaran Permukaan Email Akibat Beberapa Jenis Minuman Siap Saji. *Majalah Ilmiah Kedokteran Gigi Universitas Trisakti Jakarta.* Edisi Khusus Foril VI Vol 2: 88
- Matasa, C.G. 2000. The Orthod from Now On, It's Just Up to You to Fight Your Patient's Nickel Allergies. *The Orthodontic Material Insider.* Vol. 13 (3):1-7
- Markus, P.K., Tomi, L., Jorma, K.K. 2002. Evaluation of Surface Free Energy of Spin-Coated Photodefinable Epoxy. *Journal of Polymer Science. Part B: Polymer Physic.* Vol 40(2): 2137-2149
- Mazzitelli, C., Ferrari, M., Toledano, M. 2008. Surface Roughness Analysis of Fiber Post Conditioning Processes. *J Dent Res* Vol. 87 (2): 186-190
- Meika, A. 2014. Analisis Kinerja Storytelling terhadap Brand Equity pada Produk Minuman Berkarbonasi Merk Coca-cola. *Thesis.* Bandung: Universitas Pendidikan Indonesia: 3-28

- Muraviev, S.E., Ospanova, G.B., Shlyakhova, M.Y. 2001. Estimation Of Force Produced By Nickel-Titanium Superelastic Archwires At Large Deflections. *American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics* Vol. 119 (6): 604-609
- Munandar, F. 2011. Analisis Eksperimental dan Teoritis Lendutan pada Balok dengan Variasi Ketebalan dan Pembebanan. Skripsi. Makassar: Universitas Hasanudin
- Nakano, H., Satoh, S., Norris, R., Jin, T. 1999. Mechanical Properties of Several Nickel Titanium Alloy Wires in Three-Point Bending Tests. *American Journal of Orthod Dentofacial Orthop* Vol. 115 (4): 390-395
- Nazari, Honarvar. Allahkaram, S.R. Kermani, M.B. 2010. The effects of temperature and pH on the characteristics of corrosion product in CO₂ corrosion of grade X70 Steel. *Materials and Design*. Vol. 31(7): 3559-3563
- Notoatmodjo, S. 2005. *Metodologi Penelitian Kesehatan*. Jakarta: Rineka Putra
- Nur' Afni, H. 2009. *Diet For Muslimah..* Bandung : PT Mizan Pustaka: 157
- O'Brien, W.J. 2002. *Dental Material and Their Selections*. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Company: 57
- Phillips, R.W. 1991. *Science of Dental Materials*. 9th ed. Philadelphia: WB Saunders Company: 61-67
- Piscitelli, F. 2010. Epoxi-Based organic-Inorganic Hybrid Material by Sol-Gel Method: Chemical Tailoring and Multiscale Characterization. Napol: Universitas Degli Studi Napol: 21-31

- Prasojo, W.A., Syukur, A., Yuningtyasti. 2009. Analisis Partial Discharge pada Material Polimer Resin Epoksi dengan Menggunakan Elektroda Jarum Bidang. Skripsi. Semarang: Universitas Diponegoro: 1-8
- Proffit, W.R, Fields, H.W., Sarver, D.M. 2007. *Contemporary Orthodontics*. 4th ed. St Louis: Mosby Canada: 27-28, 359-361
- Quintao, C.C.A., Neto, J., Menezes, L.M., Elias, C.N. 2009. Force-Deflection Properties of Initial Orthodontic Archwire. *World Journal of Orthodontic* Vol. 10 (1): 29-32
- Rahardjo, P. 2009. *Ortodonti Dasar*. Surabaya: Airlangga University Press.
- Russell, J.S. 2005. Aesthetic Orthodontic Brackets. *Journal Orthodontics*. Vol. 32 (2): 146-163
- Santoro, M., Nicolay, O.F., Cangialosi, T.J. 2001. Pseudoelasticity and Thermoelasticity of Nickel Titanium Alloys: A Clinically Oriented Review. Part I: Temperature Transitional Ranges. *American Journal of Orthod Dentofacial Orthop* Vol. 119(3): 587
- Sharmin, E., Ahmad, S., Zafar, F. 2012. Renewable Resources in Corrosion Resistance. Dr Shih (Ed). Croatia: In Tech: 1-2
- Steel, R.G.D., Torrie, J.H., 1995. *Prinsip dan Prosedur Statistika*. Jakarta: Gramedia Pustaka
- Steen, D.P., Ashurst, P.R. 2006. *Carbonated Soft Drink : Formulation and Magnufecture*. Oxvord: Blackwell Publishing Ltd.
- Suwanto, B. 2012. Pengaruh Temperatur Post-Curing terhadap Kekuatan Tarik Komposit Epoksi Resin yang Diperkuat Woven Serat Pisang. *E-Jurnal Wahana Politeknik Negeri Semarang*: 4-6

- Tahmassebi, J.F., Duggal, M.S., Malik-Kotru, G., Curzon, M.E. 2006. Softdrinks and Dental Health : A Review of Current Literature. *J-Dent*. Vol. 34 (1): 2-11
- Tonner, R.I, Waters, N.E. 1994. The Characteristics Of Superelastic Niti Wires In Three-Point Bending. Part I: The Effect Of Temperature. *Euro Journal Orthod*. Vol. 16 (5): 409-419
- Tratnyek, P., Timothy, G., Stefan, H. 2012. *Aquatic Redox Chemistry*. ACS Symposium Series. USA: Oxvord University Press: 42-48
- Williams, J.K, Cook, P.K., Isaacson, K.G., Thom, A.R. 2000. *Alat-Alat Ortodonsi Cekat : Prinsip dan Praktek*. Jakarta: EGC.

LAMPIRAN A. PENGHITUNGAN LUAS PERMUKAAN SAMPEL DAN VOLUME LARUTAN UJI

Penghitungan volume larutan uji menggunakan standar ASTM G31-72 (2004) sebagai berikut :

Vol. Larutan = 0,2 x luas permukaan sampel uji

Sampel berupa kawat Nikel-Titanium *round* dengan diameter 0,016 inci setara dengan 0,406 mm, sehingga dimensi kawat keseluruhan adalah $r = 0,203$ mm dan $t = 11,6$ mm

$$\begin{aligned}\text{Luas permukaan sampel} &= 2(\Pi r^2) + 2\Pi r t \\ &= 2(3,14 \times 0,203^2) + (2 \times 3,14 \times 0,203 \times 11,6) \\ &= 0,251 \times 145,69 \\ &= 145,9 \text{ mm}^2\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\text{Volume minimal} &= 145,9 \times 0,2 \text{ ml} \\ &= 29,1 \text{ ml}\end{aligned}$$

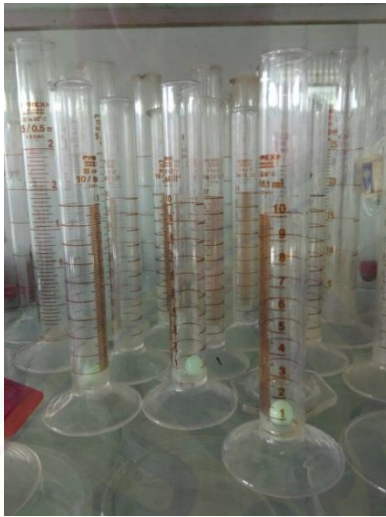
Keterangan :

Π : 3,14 atau $\frac{22}{7}$

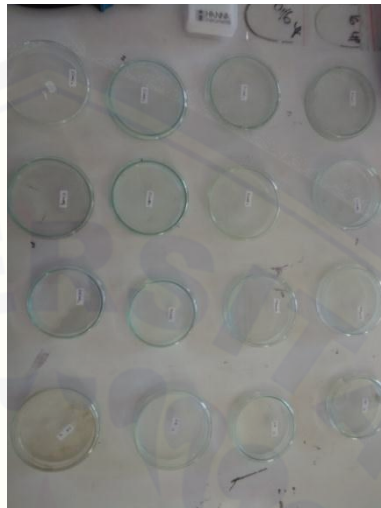
r : jari-jari kawat (mm)

t : panjang kawat (mm)

LAMPIRAN B. ALAT DAN BAHAN PENELITIAN



(Gelas Ukur)



(Petridish)



(Pinset)



(Penggaris, tang potong, pH meter)



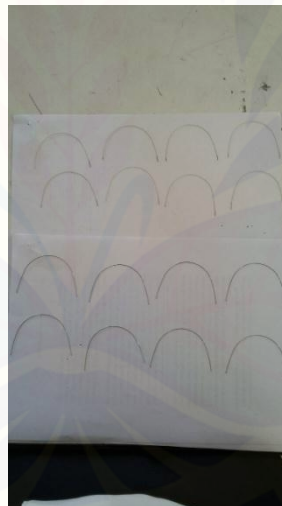
(Inkubator)



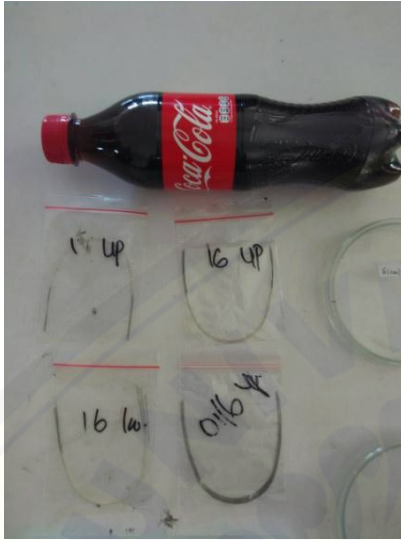
(Desikator)



(Universal Testing Machine)



(Kawat ortodonti Nikel-Titanium dan NiTi epoxy resin coated)



(Minuman berkarbonasi)



(Saliva Buatan)

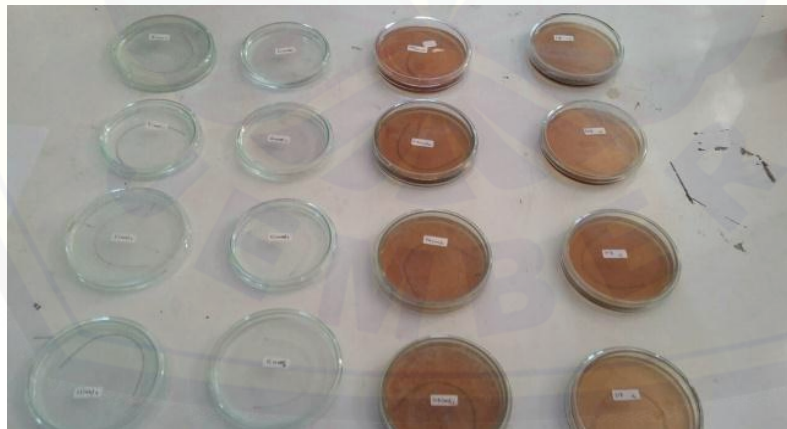
Alat dan Bahan Penelitian

- a. Gelas ukur 100 ml (Pyrex, Indonesia)
- b. Petridish
- c. Pinset
- d. Tang potong
- e. Penggaris
- f. Digital pH meter (Hanna instrument, USA)
- g. Inkubator (Memert, Jerman)
- h. Desikator
- i. Universal Testing Machine (Shimadzu, Jepang)
- j. Kawat Ortodonti Nikel-Titanium
- k. Saliva buatan
- l. Minuman berkarbonasi merek Coca-cola

LAMPIRAN B. PELAKSANAAN PENELITIAN



A. Mengukur pH larutan saliva buatan dan minuman berkarbonasi



B. Merendam kawat pada masing-masing larutan uji di dalam petridish



- C. Menempatkan rendaman dalam inkubator selama 3,5 jam dengan suhu 37° C



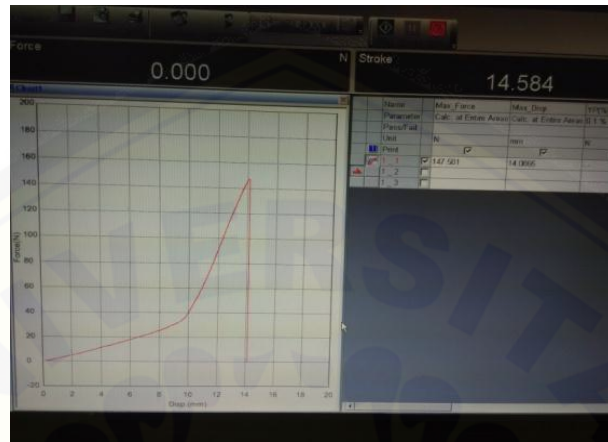
- D. Meniriskan kawat dan dipindahkan ke desikator minimal 24 jam



E. Menguji kawat dengan metode *Three Point Bending* menggunakan *Universal Testing Machine*



F. Kawat terputus pada mesin uji



G. Grafik yang muncul pada monitor alat *Universal Testing Machine*

LAMPIRAN C. HASIL UJI DEFLEKSI

Name	Max_Force	Max_Disp.
Parameter	Calc. at Entire Areas	Calc. at Entire Areas
Pass/Fail		
Unit	N	mm
1a	112.70	13.05
1b	128.82	13.70
1c	131.42	13.95
1d	124.20	13.68
1e	129.95	13.88
1f	130.84	13.96
2a	108.55	12.90
2b	108.73	12.91
2c	109.07	12.93
2d	110.57	12.99
2e	107.76	12.86
2f	108.88	12.97
3a	107.18	12.23
3b	113.54	13.60
3c	125.02	13.39
3d	112.40	12.83
3e	125.01	13.36
3f	122.74	13.15
4a	111.15	12.28
4b	114.89	13.00
4c	114.90	13.27
4d	112.21	12.76
4e	107.23	12.25
4f	116.19	12.24

Keterangan :

1 = non coated saliva

2 = non coated saliva soda

3 = coated saliva

4 = coated saliva soda

LAMPIRAN D. HASIL ANALISA SPSS

D.1 Hasil Uji *Kolmogorov-Smirnov*

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

		Noncoated_saliv a
N		12
Normal Parameters ^{a,b}	Mean	13.3150
	Std. Deviation	.46771
Most Extreme Differences	Absolute	.298
	Positive	.298
	Negative	-.199
Kolmogorov-Smirnov Z		1.032
Asymp. Sig. (2-tailed)		.238

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

		Noncoated_karb onasi
N		6
Normal Parameters ^{a,b}	Mean	12.9267
	Std. Deviation	.04761
Most Extreme Differences	Absolute	.152
	Positive	.139
	Negative	-.152
Kolmogorov-Smirnov Z		.372
Asymp. Sig. (2-tailed)		.999

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

		Coated_saliva
N		12
Normal Parameters ^{a,b}	Mean	12.8633
	Std. Deviation	.50909
Most Extreme Differences	Absolute	.207
	Positive	.207
	Negative	-.130
Kolmogorov-Smirnov Z		.718
Asymp. Sig. (2-tailed)		.680

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

		Coated_karbonasi
N		6
Normal Parameters ^{a,b}	Mean	12.6333
	Std. Deviation	.44325
Most Extreme Differences	Absolute	.287
	Positive	.287
	Negative	-.187
Kolmogorov-Smirnov Z		.704
Asymp. Sig. (2-tailed)		.705

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

D.2 Hasil Uji Levene

Test of Homogeneity of Variances

Hasil_Defleksi

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
2.739	3	20	.070

D.3 Hasil Uji One Way Anova

ANOVA

Hasil_Defleksi

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	3.668	3	1.223	8.695	.001
Within Groups	2.813	20	.141		
Total	6.481	23			

D.4 Hasil Uji LSD

Multiple Comparisons

Hasil_Defleksi

LSD

(I) Kelompok	(J) Kelompok	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	.77667 [*]	.21652	.002	.3250	1.2283
	3	.61000 [*]	.21652	.011	.1584	1.0616
	4	1.07000 [*]	.21652	.000	.6184	1.5216
2	1	-.77667 [*]	.21652	.002	-1.2283	-.3250
	3	-.16667	.21652	.450	-.6183	.2850
	4	.29333	.21652	.191	-.1583	.7450

3	1	-.61000*	.21652	.011	-1.0616	-.1584
	2	.16667	.21652	.450	-.2850	.6183
	4	.46000*	.21652	.046	.0084	.9116
4	1	-1.07000*	.21652	.000	-1.5216	-.6184
	2	-.29333	.21652	.191	-.7450	.1583
	3	-.46000*	.21652	.046	-.9116	-.0084

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

