



**PERBANDINGAN LEPASAN ION NIKEL KAWAT NiTi *NON COATED* DAN NiTi
COATED PADA PERENDAMAN DI DALAM MINUMAN
BERKARBONASI DAN SALIVA ARTIFISIAL**

SKRIPSI

Oleh

**WINDHI TUTUT MAULINDHA
NIM 121610101088**

**FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
UNIVERSITAS JEMBER
2016**



**PERBANDINGAN LEPASAN ION NIKEL KAWAT NiTi *NON COATED* DAN
NiTi *COATED* PADA PERENDAMAN DI DALAM MINUMAN
BERKARBONASI DAN SALIVA ARTIFISIAL**

SKRIPSI

diajukan guna melengkapi tugas akhir dan memenuhi salah satu syarat untuk meraih
gelar Sarjana Kedokteran Gigi (S1) pada Fakultas Kedokteran Gigi
Universitas Jember

Oleh
Windhi Tutut Maulindha
NIM 121610101088

BAGIAN ORTODONSIA
FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
UNIVERSITAS JEMBER
2016

PERSEMBAHAN

Skripsi ini saya persembahkan kepada :

1. Allah SWT atas segala nikmat keimanan, ketaqwaan, kesehatan dan keselamatan di dunia dan kelak di akhirat;
2. Kedua orang tuaku atas doa dan dukungan beliau selama ini. Ibu tercinta, Ibu Ngesti Prihatin dan Ayah tercinta, Bapak Budhi Utomo;
3. Kakakku, Windha Titis Prisdhiyan, Bagus Dwi , serta keponakan tersayang Habibie Dealbakti Abirzaldi atas dukungan yang selalu diberikan;
4. drg. Rudy Joelijanto, M. Biomed., dan drg. Hafiedz Maulana, M. Biomed., yang meluangkan waktu dan membagikan ilmunya untuk membimbingku dalam menyelesaikan skripsi ini;
5. Almamater Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember.

MOTO

“Karena sesungguhnya sesudah kesulitan itu ada kemudahan. Sesungguhnya sesudah kesulitan itu ada kemudahan”
(Terjemahan Q.S Al Insyirah ayat 5-6)



*) Kementerian Agama Republik Indonesia. 2012. ALJAMIL Al Qur'an Tajwid Warna, terjemah per kata, terjemah Inggris. Bekasi: Penerbit Cipta Bagus Segara.

PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini :

nama : Windhi Tutut Maulindha

NIM : 121610101088

menyatakan dengan sesungguhnya bahwa skripsi yang berjudul “Perbandingan Lepas Ion Nikel Kawat NiTi *Non Coated* dan NiTi *Coated* Pada Perendaman di Dalam Minuman Berkarbonasi dan Saliva Artifisial” adalah benar- benar hasil karya sendiri, kecuali kutipan yang sudah saya sebutkan sumbernya, belum pernah diajukan pada institusi manapun dan bukan karya plagiasi. Saya bertanggung jawab atas keabsahan dan kebenaran isinya sesuai sikap ilmiah yang dijunjung tinggi.

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

Jember, 13 Mei 2016

Yang Menyatakan,

Windhi Tutut Maulindha

NIM 121610101088

SKRIPSI

**PERBANDINGAN LEPASAN ION NIKEL KAWAT NiTi *NON COATED* DAN
NiTi *COATED* PADA PERENDAMAN DI DALAM MINUMAN
BERKARBONASI DAN SALIVA ARTIFISIAL**

Oleh

**Windhi Tutut Maulindha
NIM 121610101088**

Pembimbing

Dosen Pembimbing Utama : drg. Rudy Joelijanto, M.Biomed.

Dosen Pembimbing Pendamping : drg. Hafiedz Maulana, M.Biomed.

PENGESAHAN

Skripsi yang berjudul “Perbandingan Lepas Ion Nikel Kawat NiTi *non coated* dan NiTi *coated* Pada Perendaman di dalam Minuman Berkarbonasi dan Saliva Artifisial” telah diuji dan disahkan pada :

hari, tanggal : 13 Mei 2016

tempat : Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember

Penguji Ketua,

Penguji Anggota,

Dr. FX Ady Soesetijo, drg., Sp.Pro.
NIP. 196005091987021001

drg. Leliana Sandra Devi Ade Putri, Sp. Ort.
NIP. 1972082420011220001

Pembimbing Utama,

Pembimbing Pendamping,

drg. Rudy Joelijanto, M. Biomed.
NIP. 197207151998021001

drg. Hafiedz Maulana, M. Biomed.
NIP. 198112042008121005

Mengesahkan
Dekan Fakultas Kedokteran Gigi,

drg.R. Rahardyan Parnaadji, M. Kes., Sp.Pro.
196901121996011001

RINGKASAN

PERBANDINGAN LEPASAN ION NIKEL KAWAT NiTi *NON COATED* DAN NITI *COATED* PADA PERENDAMAN DI DALAM MINUMAN BERKARBONASI DAN SALIVA ARTIFISIAL ; Windhi Tutut Maulindha, 121610101088; 2016; 66 halaman; Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember.

Perawatan ortodonti bertujuan untuk memperbaiki maloklusi. Salah satu komponen dalam perawatan ortodonti adalah kawat dengan berbahan dasar NiTi. Kawat NiTi di dalam mulut dipengaruhi oleh berbagai macam faktor yang menyebabkan terjadinya pelepasan ion nikel seperti perubahan temperatur, friksi pada kawat, komposisi dan pH saliva sebagai media elektrolit. Fluktuasi pH seringkali terjadi oleh karena konsumsi makanan atau minuman tertentu, salah satunya akibat konsumsi minuman berkarbonasi. Asam dari minuman berkarbonasi dapat mempengaruhi pelepasan ion nikel pada kawat yang dapat berdampak buruk bagi kesehatan. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui perbandingan jumlah pelepasan ion nikel pada kawat NiTi *coated* dan NiTi *non coated* yang direndam dalam minuman berkarbonasi dan saliva artifisial.

Penelitian ini merupakan penelitian *experimental laboratoris* dengan rancangan *the post test only control group design*. Sampel yang digunakan berjumlah 16 kawat, terdiri dari 8 kawat NiTi *non coated* dan 8 kawat NiTi *coated* terbagi menjadi 2 kelompok perbandingan. Kelompok pertama antara kawat NiTi *non coated* yang direndam dalam saliva artifisial dan campuran antara saliva artifisial dan minuman berkarbonasi. Kelompok kedua antara kawat NiTi *coated* yang direndam dalam saliva buatan dan campuran antara saliva buatan dan minuman berkarbonasi. Masing – masing sampel direndam selama 3,5 jam. Larutan perendaman kemudian diuji menggunakan AAS.

Hasil penelitian menunjukkan kawat NiTi *non coated* melepaskan ion nikel lebih banyak daripada kawat NiTi *coated*. Antara kawat sejenis, kawat yang direndam dalam minuman berkarbonasi dan saliva artifisial melepaskan ion nikel yang lebih banyak dibandingkan kawat yang direndam hanya dalam saliva artifisial.

Kesimpulan dari penelitian ini yaitu kawat NiTi *coated* mampu mengurangi jumlah pelepasan ion nikel akibat pengaruh asam dari minuman berkarbonasi.

PRAKATA

Puji syukur kehadirat Allah SWT yang mana atas berkah rahmat dan hidayah-Nya penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “Perbandingan Lepas Ion Nikel Kawat NiTi *Non Coated* dan NiTi *Coated* Pada Perendaman di Dalam Minuman Berkarbonasi dan Saliva Artifisial”. Skripsi ini disusun guna memenuhi salah satu syarat menyelesaikan pendidikan strata satu (S1) Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember.

Pada proses penyusunan skripsi ini tidak lepas dari bantuan berbagai pihak. Oleh karenanya penulis ingin menyampaikan terima kasih kepada :

1. drg. R. Rahardyan Parnaadji, M.Kes., Sp. Pros., selaku Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember beserta jajarannya;
2. drg. Rudy Joelijanto, M. Biomed., selaku Dosen Pembimbing Utama dan drg. Hafiedz Maulana, M. Biomed., selaku Dosen Pendamping yang telah membagikan ilmu, waktu dan pengalamannya dalam proses penyelesaian skripsi ini;
3. Dr. FX Ady Soesetijo, drg., Sp.Prof., selaku Dosen Penguji Ketua dan drg. Leliana Sandra Devi Ade Putri, Sp.Ort., selaku Dosen Penguji Anggota yang telah bersedia menguji dan memberikan saran dan bimbingan untuk terselesaikannya skripsi ini;
4. drg. Yani Corvianindya Rahayu, M.KG., selaku Dosen Pembimbing Akademik yang telah membimbing, dan membantu penulis selama menjadi mahasiswa;
5. Kedua orang tuaku, ibu tercinta Ngesti Prihatin dan ayah tercinta Budhi Utomo, serta kakakku Windha Titis Prisdhiyan, Bagus Dwi, keponakan tersayang Habibie Dealbakti Abirzaldi. Terimakasih untuk doa, kasih sayang, dan motivasi selama ini;
6. Rio Faisal Ariady, terimakasih untuk doa, semangat, perhatian, serta waktu yang diluangkan untuk menemani selama ini;

7. Teman-teman satu kos Dals; Tiwi, Sela, Nadia, mbak Ima, Astin, mbak Ninis. Sahabat tersayang; Tyas, Inis, Nungky, Zulfa, Prita, Rachel, Dela, Malun, dan Prima. PSM GSD dan *singers* JMS; mbak Grandis, mbak Putri, mas Dista. Keluarga keduku KKN 131; Ejak, Ocid, Rina. Team penelitian korosi; Medina, dan Nana. Terimakasih atas semangat, dan dukungan yang terus diberikan hingga terselesaikannya skripsi ini.
8. Teman-teman FKG Universitas Jember angkatan 2012 yang saling mendukung satu sama lain. Terimakasih untuk kekompakan dan kebersamaan yang indah dan harus terus terjalin hingga kapanpun
9. Bapak Santos selaku teknisi di Balai Besar Laboratorium Kesehatan Daerah Surabaya yang telah bersedia membantu dan membimbing dalam penelitian skripsi ini
10. Semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu per satu.

Penulis berharap semoga skripsi ini dapat bermanfaat bagi semua pihak yang terkait dengan hasil penelitian dari penelitian skripsi ini.

Jember, 16 Mei 2015

Penulis

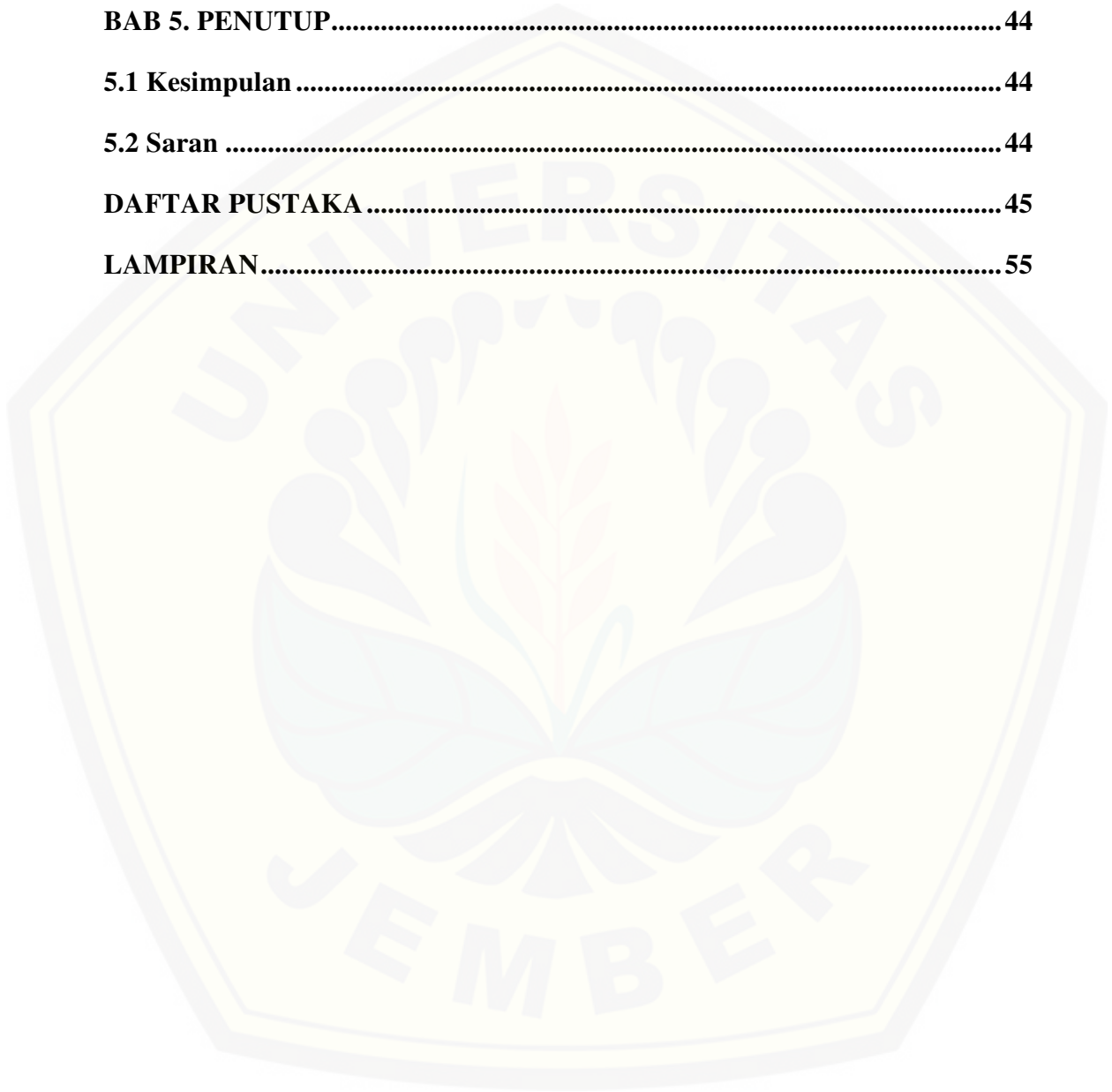
DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
DAFTAR ISI.....	xi
DAFTAR TABEL	xv
DAFTAR GAMBAR	xvi
DAFTARLAMPIRAN	xvii
BAB 1. PENDAHULUAN	1
1.1 LATAR BELAKANG.....	1
1.2 RUMUSAN MASALAH.....	3
1.3 TUJUAN PENELITIAN.....	3
1.4 MANFAAT PENELITIAN	4
BAB 2.TINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1 Komponen Ortodonsia	5
2.1.1 Braket.....	5
2.1.2 Assesoris atau <i>Auxiliaries</i>	6
2.1.3 <i>Archwire</i>	7
2.2 Kawat Ortodonti	7
2.2.1 Bahan Kawat Ortodonti	9
2.2.2 Kawat Ortodonti Nikel Titanium (NiTi).....	10
2.2.3 Kawat Ortodonti Estetik	11

2.2.4 Proses Pelapisan Kawat Ortodonti Estetik.....	13
2.3 Saliva Artifisial.....	13
2.3.1 Komposisi Saliva Artifisial.....	13
2.4 Minuman Berkarbonasi.....	16
2.4.1 Komposisi Minuman Berkarbonasi	16
2.4.2 Prevalensi Konsumsi.....	17
2.4.3 Efek Minuman Berkarbonasi	18
2.5 Pelepasan Ion Nikel.....	19
2.5.1 Pelepasan Ion nikel pada Kawat NiTi.....	21
2.5.2 Efek Pelepasan Ion Nikel.....	21
2.5.3 Pengujian Pelepasan Ion Nikel	23
2.6 Hipotesis.....	25
2.7 Kerangka Konsep Penelitian.....	26
BAB 3. METODE PENELITIAN.....	27
3.1 Jenis Penelitian	27
3.2 Waktu dan Tempat Penelitian	27
3.2.1 Waktu Penelitian.....	27
3.2.2 Tempat Penelitian	27
3.3 Identifikasi Variabel Penelitian	27
3.3.1 Variabel Bebas	27
3.3.2 Variabel Terikat	27
3.3.3 Variabel Terkendali	27
3.4 Definisi Operasional Penelitian.....	28

3.4.1 Minuman Berkarbonasi.....	28
3.4.2 Saliva Artifisial	28
3.4.3 Minuman Berkarbonasi Dicampur Saliva Artifisial	28
3.4.4 Pelepasan Ion Nikel	28
3.4.5 Kawat <i>Epoxy Resin Coated</i> NiTi	28
3.4.6 Kawat NiTi <i>non coated</i>	29
3.5 Sampel Penelitian	29
3.5.1 Bentuk dan Ukuran Sampel	29
3.5.2 Pengelompokan Sampel Penelitian.....	29
3.5.3 Besar Sampel	29
3.6 Alat dan Bahan.....	30
3.6.1 Alat Penelitian.....	30
3.6.2 Bahan Penelitian	31
3.7 Prosedur Penelitian.....	31
3.7.1 Persiapan sampel.....	31
3.7.2 Penentuan Waktu Perendaman	31
3.7.3 Penentuan Jumlah Larutan Perendaman	31
3.7.4 Perendaman Sampel.....	32
3.7.5 Pengujian Korosi.....	32
3.8 Analisis Data	33
3.9 Alur Penelitian.....	34
BAB 4. HASIL DAN PEMBAHASAN.....	35
4.1 Hasil Penelitian.....	35

4.2 Analisis Data	36
4.3 Pembahasan	38
BAB 5. PENUTUP.....	44
5.1 Kesimpulan	44
5.2 Saran	44
DAFTAR PUSTAKA	45
LAMPIRAN.....	55



DAFTAR TABEL

	Halaman
2.1 Karakteristik Komposisi Utama dari Karbonasi Minuman Ringan	17
4.1 Hasil Pengukuran Jumlah Ion Nikel yang Terlepas	35
4.2 Hasil Uji Normalitas <i>Kolmogorov Smirnov</i>	37
4.3 Hasil Uji Homogenitas <i>Levene Test</i>	37
4.4 Hasil Uji <i>Independent t test</i>	38

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
2.1 Braket Edgewise dan Braket Begg	6
2.2 Elastik dan <i>Coil spring</i>	7
2.3 Kawat Ortodonti	7
2.4 Kawat Ortodonti dengan bahan pelapis PTFE (Teflon).....	11
2.5 Kawat Ortodonti dengan bahan pelapis resin epoksi	12
2.6 Komposisi Saliva Artifisial.....	15
2.7 Jumlah Rata-Rata Konsumsi Minuman Soda	18
2.8 Grafik Proses Terjadinya Aktivasi Korosi, Pasivasi, Hingga Transpasivasi Logam Cr, Ni, Fe	20
2.9 Struktur Atom Radikal Bebas	22
2.10 Uji Korosi AAS	24
3.1 Pengujian Korosi dan Pembacaan Data Hasil Uji Korosi	33
3.2 Alur Penelitian	34
4.1 Diagram Batang Rata-Rata Ion Nikel yang Terlepas Pada Kawat NiTi <i>Coated</i> dan NiTi <i>Non Coated</i> Setelah Perendaman	36

DAFTAR LAMPIRAN

A. Hasil Pemeriksaan Ion Nikel yang Terlepas	55
B. Penghitungan Luas Permukaan Sampel dan Volume Larutan Uji	56
C. Penghitungan Waktu Perendaman.....	57
D. Foto Alat dan Bahan Penelitian.....	58
E. Foto Penelitian	61
F. Hasil Analisis Data	63

BAB 1. PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Perawatan ortodonti merupakan salah satu perawatan di bidang kedokteran gigi dengan tujuan mengubah posisi gigi geligi sesuai yang diharapkan, dengan cara mengaplikasikan suatu gaya yang memiliki kekuatan tertentu. Perawatan ortodonti yang dilakukan dapat memperbaiki estetika dan fungsi gigi geligi (Houston *et al.*, 1996 ; William, 1995).

Perawatan ortodonti terbagi ke dalam dua macam perawatan, yaitu cekat dan lepasan (Moyers, 1998). Pada perawatan ortodonti dengan alat cekat, salah satu komponen yang terpenting adalah kawat. Alloy NiTi pada umumnya digunakan sebagai bahan pembuat kawat ortodonti. Keunggulan dari kawat ini adalah sifat *shape memory* dan superelastisitas yang lebih baik dibanding kawat jenis lainnya (Williams *et al.*, 1995)

Kawat NiTi memiliki komposisi nikel sebesar 55%, titanium 44-45% dan sisanya terdiri dari tembaga, besi, dan kobalt (O'Brien, 2002). Perpaduan beberapa logam pada kawat NiTi bertujuan untuk memperbaiki sifat fisik kawat, namun disisi lain pencampuran dua atau lebih logam menyebabkan terjadinya perbedaan potensial redoks dan dapat memicu terjadinya korosi logam (Anusavice, 2004 ; Trethewey dan Chamberlain, 1991). Korosi merupakan suatu proses destruktif pada logam akibat adanya reaksi kimia maupun elektrokimia antara logam dan lingkungannya (Revie dan Uhlig, 2008), dalam proses korosi akan diikuti dengan pelepasan ion dari unsur-unsur logam penyusunnya (Anusavice, 2004). Salah satu unsur penyusun kawat NiTi yang dapat terlepas adalah ion nikel.

Kawat NiTi di dalam mulut dipengaruhi oleh berbagai macam faktor yang menyebabkan terjadinya pelepasan ion nikel seperti perubahan temperatur, friksi pada kawat, komposisi dan pH saliva sebagai media elektrolit. pH dalam rongga mulut normalnya berkisar 7,4 dengan temperatur 37⁰C. Fluktuasi pH seringkali terjadi oleh

karena konsumsi makanan atau minuman tertentu, salah satunya akibat konsumsi minuman berkarbonasi (Aryani, 2012 ; Toms, 1998).

Chandra dan Gufraeni (2009) menyatakan bahwa minuman berkarbonasi menduduki peringkat ketiga dari minuman yang paling banyak dikonsumsi setelah air minum dalam kemasan dan minuman ringan teh oleh masyarakat Indonesia. Kondisi asam dari minuman berkarbonasi didapatkan dari pelarutan CO₂ menjadi asam karbonat. Senyawa asam karbonat nantinya akan bereaksi dengan kawat NiTi yang memicu terlepasnya ion nikel.

Ion nikel yang terlepas dapat berbahaya bagi tubuh. Nikel merupakan unsur logam golongan transisi yang tidak memiliki pasangan elektron pada kulit terluarnya sehingga dapat menjadi suatu radikal bebas dalam tubuh. Nikel sebagai radikal bebas dapat mengakibatkan hipoksia pada sel, stress oksidatif, kerusakan DNA, hingga kematian sel. Ditinjau dari segi fisis kawat, terlepasnya ion nikel akan memicu kekasaran permukaan yang dapat memperlemah kawat (Yip *et al.*, 2008 ; Kelly *et al.*, 2007).

Salah satu upaya pencegahan pelepasan ion nikel pada kawat NiTi dapat dilakukan dengan cara melapisi permukaan kawat dengan suatu bahan tertentu yang disebut dengan metode pelapisan (*coating*). *Coating* merupakan salah satu metode pencegahan korosi yang dapat pula meningkatkan penampilan fisik dari suatu benda. Bahan pelapis terdiri dari bahan pelapis *non metallic* dan *metallic*. Bahan pelapis metal seperti seng, nikel, emas, dan krom memiliki resistensi korosi yang tinggi, namun kelemahannya adalah tidak semua bahan dapat dilapisi menggunakan bahan tersebut. Sedangkan pada *non metallic coating* penggunaannya dapat lebih luas. Bahan-bahan non metal yang tersusun dari bahan-bahan organik, dan polimer dapat diaplikasikan baik pada bahan yang mengandung metal maupun non metal (Tracton, 2007).

Bahan *coating* dapat dikondisikan serupa dengan warna gigi dan jaringan sekitarnya, akan tetapi permukaan kawat yang termodifikasi dapat menurunkan friksi kawat, mempengaruhi sifat korosi, dan kekuatan mekanik kawat (Kaphoor dan

Sundareswaran, 2011). Kusy (1997). Bahan *coating* pada kawat akan cenderung rusak sebagai akibat dari kondisi fisiologis di dalam mulut. Postlethwaite dan Lim (dalam Elayyan, 2008) menyatakan bahwa warna dari bahan *coating* cenderung berubah dan mengekspos lapisan metal dibawahnya. Hal ini mengakibatkan tidak adanya proteksi pada lapisan metal kawat dari korosi selama penggunaan di dalam rongga mulut.

Salah satu bahan *coating* pada kawat ortodonti adalah resin epoksi. Kelebihan bahan ini selain warnanya yang bervariasi, juga memiliki sifat fisik yang baik dan resistensi terhadap bahan kimia yang baik (Prasojo, 2009). Berdasarkan hal tersebut, maka perlu dilakukan penelitian tentang perbandingan lepasan ion nikel kawat NiTi *non coated* dan NiTi *coated* pada perendaman di dalam minuman berkarbonasi dan saliva artifisial.

1.2 Rumusan Masalah

Permasalahan yang dapat dirumuskan sebagai berikut:

1. Apakah ada perbedaan pelepasan ion nikel antara kawat NiTi *non coated* dan NiTi *coated*
2. Seberapa banyak ion nikel yang terlepas pada kawat NiTi *non coated* dan NiTi *coated* setelah perendaman di dalam minuman berkarbonasi

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan yang diinginkan dari penelitian ini yaitu untuk mengetahui perbandingan pelepasan ion nikel antara kawat ortodonti NiTi *non coated* dengan *epoxy resin coated* NiTi setelah perendaman di dalam minuman berkarbonasi.

1.4 Manfaat Penelitian

1.4.1 Manfaat Teoritis

1. Dapat memberikan informasi tentang pengaruh perendaman dalam minuman berkarbonasi terhadap laju korosi kawat ortodontik *epoxy coated* NiTi.
2. Memberikan informasi pada produsen kawat ortodonti efektifitas *coating* menggunakan bahan *epoxy resin*
3. Bermanfaat untuk acuan dasar penelitian selanjutnya.

1.4.2 Manfaat Klinis

1. Sebagai dasar pertimbangan klinis untuk pengguna kawat NiTi *non coated* agar memperhatikan jumlah konsumsi minuman berkarbonasi.

BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA

William *et al.* (1995) menyatakan bahwa, tujuan dari perawatan ortodonti adalah untuk memperbaiki estetika dan fungsi gigi geligi. Perawatan ortodonti dapat dilakukan dengan dua cara, yaitu lepasan dan cekat (Moyers, 1998). Perawatan ortodonti cekat memiliki beberapa keuntungan yaitu dapat menggerakkan beberapa gigi dalam waktu yang bersamaan, dapat mengontrol distribusi kekuatan yang bekerja pada gigi, serta dapat menghasilkan *torque* dengan memanipulasi *archwire* atau memakai *pre-adjusted bracket* (Rahardjo, 2009).

2.1 Komponen Ortodonti

Alat ortodonti cekat memiliki komponen yang terdiri dari braket, *archwire* (kawat busur ortodonti), *auxillaries* (asesoris). Interaksi dari ketiga komponen ini menentukan cara berfungsinya suatu alat cekat. (William *et al.*, 1995)

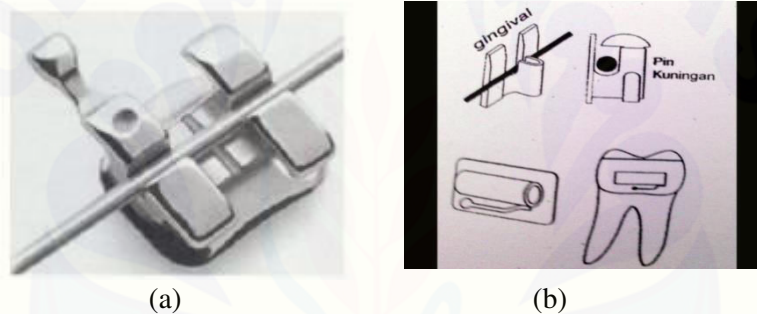
2.1.1 Braket

Braket merupakan salah satu alat ortodonti cekat yang melekat pada gigi, berfungsi untuk merekatkan *archwire* dan asesorisnya sehingga mempengaruhi posisi gigi. Braket harus menempel dengan kuat pada gigi, baik dengan perlekatan langsung atau tidak langsung (William *et al.*, 1995). Braket mempunyai slot dengan ukuran lebar bermacam-macam, ukuran lebar yang biasa digunakan yaitu 0,018 inci atau 0,022 inci. Bagian sayap (*wing*) dari braket berfungsi untuk mengikat kawat busur dengan pengikat (Rahardjo, 2009). Braket memiliki desain yang beragam, terdapat dua tipe braket yaitu braket tipe Edgewise dan braket tipe Begg (William *et al.*, 1995).

Braket Edgewise memiliki alur berbentuk segi empat sehingga dapat ditempati *archwire* dengan penampang bulat dan segi empat. Kualitas hasil yang diperoleh jika memakai alat cekat tergantung dari pengaturan posisi gigi-gigi yang

tepat. Desain braket dibuat secara individual dengan memperhatikan torsi, angulasi, rotasi dan posisi labiolingual.

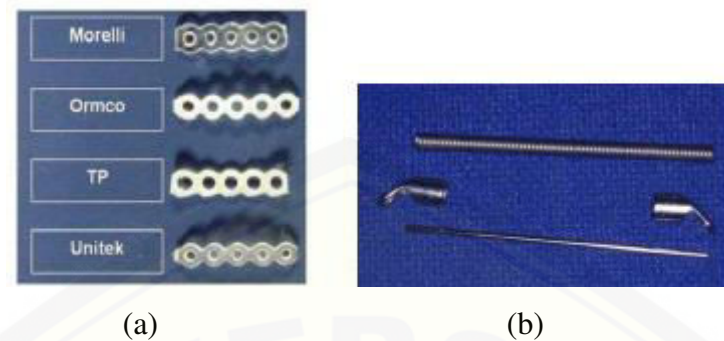
Braket Begg memiliki alur yang sempit dan hanya dipakai dengan *archwire* dengan penampang bulat. Pada saat pemasangan *archwire* pada braket begg, *archwire* dipasang secara kendur namun terdapat penahan berupa suatu pasak pengunci, sehingga gaya yang dihasilkan tidak dapat secara aktif menegakkan maupun menimbulkan torsi gigi-gigi. Braket dengan ukuran sempit akan menyulitkan untuk kontrol dan koreksi gigi yang rotasi, oleh karena itu diperlukan penambahan pegas-pegas asesoris untuk merotasi gigi (Williams *et al.*, 1995).



Gambar 2.1 (a) Braket Edgewise; (b) Braket Begg
(Sumber: Bishara,2001 ; William *et al.*,1995)

2.1.2 Asesoris atau *Auxiliaries*.

Asesoris yang biasa dipakai bersamaan dengan *archwire* untuk menghasilkan gerakan gigi adalah modul elastomerik, benang plastik, dan cincin elastomerik. Kawat busur pada braket diikat dengan menggunakan modul elastomerik, sedangkan cincin elastomerik berguna sebagai suatu cara mengkaitkan sejumlah gigi ke *archwire* dan mempertahankannya ke dalam kontak (William *et al.*, 1995). Kawat pengikat atau *ligature wire* dapat pula digunakan untuk mengikat *archwire* terhadap braket (Rahardjo, 2009).



(a) (b)
Gambar 2.2 (a) Elastik ; (b) *Coilspring*
(Sumber: Bishara, 2001)

2.1.3 Archwire

Archwire atau kawat ortodonti merupakan komponen yang memberikan tekanan yang bersifat aktif dengan menerapkan gaya-gaya yang dapat menggerakkan gigi.



Gambar 2.3 Kawat Ortodonti (Sumber : Bishara, 2001)

2.2 Kawat Ortodonti

Alam (2012) menyatakan bahwa, kawat ortodonti atau *archwire* merupakan suatu komponen aktif dalam piranti ortodonti cekat yang berfungsi sebagai penggerak utama gigi. Kawat ortodonti dicekatkan pada braket dan dengan komponen bantuan lainnya (*auxiliaries*) dapat memberikan kestabilan pada pergerakan gigi (Foster, 1997).

Kawat ortodonti memiliki beberapa karakteristik yang perlu dipertimbangkan guna menghasilkan perawatan yang optimal antara lain :

a) Elastik Limit

Elastik limit memberikan kemudahan aktivasi saat digunakan. Modulus elastik limit merupakan kondisi dimana kawat dapat diberi beban (*stress*) tanpa menyebabkan perubahan bentuk secara permanen.

b) Nilai Defleksi

Defleksi kawat merupakan besarnya jarak akibat gaya yang diberikan kawat dan sebanding dengan modulus elastisitasnya.

c) Formabilitas

Formabilitas kawat ortodonti dapat memberi kemudahan ketika membentuk kawat sesuai dengan konfigurasi loop tanpa mengalami fraktur kawat.

d) Modulus Elastisitas

Modulus kelenturan ini berkaitan dengan besarnya kapasitas tenaga yang dimiliki oleh kawat.

e) Stabil dan Biokompatibel

Kawat ortodonti harus memiliki biokompatibilitas dan stabil terhadap lingkungan, termasuk pada daya resistensinya terhadap korosi. Kawat ortodonti juga tidak mengiritasi jaringan rongga mulut ketika digunakan. Kestabilan lingkungan menjamin penggunaan kawat ortodonti dalam jangka waktu yang lama.

f) Gesekan permukaan rendah

Komponen yang baik untuk pergerakan gigi adalah komponen yang menghasilkan gesekan permukaan yang rendah.

Kawat ortodonti memiliki beberapa macam bentuk, diantaranya kawat ortodonti dengan bentuk ovoid, meruncing (*tapered*) dan persegi. Bentuk anatomi, skeletal, dan cranium mempengaruhi hasil yang berbeda ketika pengaplikasian. Ditinjau dari bahan penyusunnya, kawat ortodonti dapat terbuat

dari emas, *Nickel-Titanium* (NiTi), *Cobalt-Chromium* (CoCr), *Betha titanium* (β -Ti), dan *stainless steel* (Sinha dan Nanda dalam Bishara, 2001).

2.2.1 Bahan Kawat Ortodonti

Kawat ortodonti dengan komposisi yang berbeda dapat mempengaruhi karakteristik dan sifat kawat. Terdapat beberapa bahan penyusun kawat ortodonti yang biasa digunakan, antara lain:

a) Emas

Dental Assocoation Classification menyatakan bahwa kawat ortodonti yang berbahan dasar emas terdiri dari dua tipe, yaitu tipe I dan tipe II. Tipe I memiliki kandungan emas yang lebih tinggi daripada kawat ortodonti emas tipe II. Kawat tersebut memiliki beberapa keunggulan antara lain biokompabilitas yang baik, stabil dan sifatnya yang *inert*.

b) *Stainless steel*

Alloy stainless steel merupakan logam paduan yang paling banyak digunakan. Kawat tersebut memiliki komposisi berupa kromium (Cr), nikel (Ni), besi (Fe), karbon (C). Keunggulan kawat ortodonti bahan ini adalah selain bahannya yang mudah didapatkan, harganyapun relatif terjangkau dan resistensi terhadap korosi yang cukup baik (O'Brien, 2002). Kawat ini memberikan rigiditas dan gaya pegas yang baik dalam perawatan ortodonti. Nilai defleksi bergantung dari ukuran dan bentuk penampang kawat.

c) Nikel Titanium (NiTi)

NiTi memiliki komposisi unsur nikel sebesar 55% dan 45% titanium. Kawat NiTi memiliki sifat fleksibilitas dan *springback* yang lebih unggul dibanding *stainless steel*. Namun kekurangan dari kawat berbahan dasar NiTi adalah biayanya yang tinggi, tidak dapat ditekuk secara permanen, tidak dapat disolder (*soldering*), formabilitas yang buruk, dan biokompabilitasnya yang dikhawatirkan buruk karena

dapat melepas ion Ni. NiTi memiliki tiga tipe yaitu, tipe konvensional, pseudoplastik, dan termoplastik.

d) Kobalt kromium (CoCr)

Kawat ortodonti kobalt kromium mengandung komposisi 40% kobalt, 20% kromium, 15% nikel, 15,8% besi, 7% molibdenum, 2% mangan, 0,16% karbon, dan 0,04% berilium. Biokompabilitas kawat dengan berbahan dasar kobalt kromium cukup bagus, harga terjangkau meskipun lebih tinggi dibandingkan *stainless steel*, formabilitas yang baik, dan dapat disolder.

e) Beta Titanium (β -Ti)

Beta Titanium memiliki komposisi 79% titanium, 11% molibdenum, 6% zirkonium, dan 4% seng. Kawat ini memiliki stabilitas yang baik terhadap temperatur dan tidak menimbulkan reaksi alergi (O'Brien, 2002 ; Bishara, 2001).

2.2.2 Kawat Ortodonti Nikel Titanium (NiTi)

Kawat ortodonti jenis Nikel-Titanium dikenal memiliki keunggulan dari segi fleksibilitas dan *springback* yang lebih besar dibanding kawat *stainless steel*, kekakuan (*stiffness*) yang lebih rendah, dan kemampuan menyimpan energi yang besar (Paramita, 2012). Tetapi, kawat ini memiliki kekurangan tidak dapat ditekuk secara permanen, biaya yang relatif tinggi, *soldering* yang buruk, friksi dengan braket yang tinggi mengkhawatirkan dapat mempengaruhi biokompatibilitas yang buruk pada tubuh karena dapat melepaskan ion nikel.

Menurut bentuk penampang kawat, kawat NiTi dibagi menjadi dua, yaitu

1. Kawat NiTi dengan penampang bulat

Kawat NiTi dengan penampang bulat memiliki diameter antara 0,010 hingga 0,020 inci. Dengan penampang berbentuk bulat dan fleksibilitas kawat NiTi yang tinggi, sehingga beberapa kawat NiTi dengan penampang bulat dan berdiameter kecil umumnya dipilin dan biasa disebut dengan *Twisted wire* atau *Niti Multistranded coaxial*.

2. Kawat NiTi dengan penampang segi empat

Kawat NiTi berpenampang segi empat umumnya berukuran 0,016 x 0,022 inci yang dirangkai dari delapan kawat nikel titanium berpenampang persegi.

2.2.3 Kawat Ortodonti Estetik

Quintao dan Brunharo (2009) menyatakan bahwa, kawat ortodonti estetik merupakan kawat yang dilapisi dengan suatu bahan tertentu sehingga warna metal pada kawat dapat tersamarkan dengan warna yang serupa dengan gigi. Menurut bahan pelapisnya, kawat ortodonti estetik dibagi menjadi :

a. Kawat ortodonti dengan bahan pelapis *teflon*

Polytetrafluoroethylen atau yang biasa disebut *teflon* dapat digunakan sebagai bahan pelapis estetik pada kawat NiTi maupun *stainless steel*. Pelapisan didapatkan dengan proses atomik yang menghasilkan suatu lapisan dengan ketebalan 20-25 mikrometer. Lapisan *teflon* dapat mencegah terjadinya korosi pada lapisan logam dibawahnya. Namun pada penggunaan yang lama pada rongga mulut, lapisan *teflon* dapat rusak dan menurunkan efek pelapisannya (Kotha *et al.*, 2014).



Gambar 2.4 Kawat Ortodonti dengan bahan pelapis PTFE (Teflon)
(Sumber : www.orthodonticsproductonline.com)

b. Kawat ortodonti dengan bahan pelapis resin epoksi

Kawat dengan bahan resin epoksi digunakan sebagai pelapis dengan ketebalan sekitar 0,002 inci. Resin epoksi adalah golongan polimer termoset dimana campuran dua komponen yang akhirnya berbentuk seperti kaca pada temperatur ruang yang mempunyai sifat isolasi dan kededapan air yang tinggi (Prasojo *et al.*, 2009). Keunggulan dari kawat tersebut sesuai dengan sifat bahan resin epoksi yaitu tidak mudah terkelupas, dan tidak mudah berubah warna (Kotha *et al.*, 2014)



Gambar 2.5 Kawat Ortodonti dengan bahan pelapis resin epoksi
(Sumber: www.tocdental.com)

c. Kawat ortodonti dengan bahan pelapis *fiber-reinforced composite*

Keunggulan dari bahan pelapis komposit *fiber reinforced* adalah dari segi estetik yang cukup tinggi dibanding yang lainnya, sifat biokompabilitas yang baik, lapisan yang stabil pada air, kekakuan yang hampir sama dengan logam, dan sifat *sliding mechanics* yang baik. Namun pada rongga mulut, bahan pelapis *glass fiber* dapat terlepas dari kawat.

d. Optiflex

Optiflex merupakan kawat ortodonti dengan tingkat estetika paling tinggi dibanding dengan yang lainnya. Kawat ini memiliki tiga lapisan, lapisan inti terbuat

dari silikon dioksida, lapisan kedua adalah silikon resin, sedangkan lapisan terluar terbuat dari nilon (Kotha *et al.*, 2014).

2.2.4 Proses Pelapisan Kawat Ortodonti Estetik

Teknik pelapisan (*coating*) pada kawat merupakan salah satu metode yang digunakan untuk memodifikasi permukaan kawat yang umumnya terbuat dari logam. Pada kawat ortodonti dengan bahan pelapis resin epoksi, teknik yang digunakan adalah *electrostatic powder coating technique* (Arango *et al.*, 2012). Pada prinsipnya metode tersebut sama dengan proses pengecatan, namun pada teknik *powder coating* bahan yang digunakan dalam bentuk bubuk kemudian pada kawat yang telah dibersihkan dilakukan penyemprotan menggunakan *electrostatic powder coating gun*. Setelah dilakukan penyemprotan, bahan yang telah terlapisi kemudian di *curing* dengan memasukkan ke dalam oven pada suhu tertentu agar bahan pelapis ter *setting* secara sempurna pada permukaan.

2.3 Saliva Artifisial

Saliva artifisial merupakan larutan pengganti saliva di dalam rongga mulut. Saliva artifisial biasa digunakan untuk penderita *xerostomia* atau pada seseorang yang memiliki aliran saliva rendah (American Dental Association, 2016). Keberadaan saliva artifisial dapat berfungsi sebagai pelumasan, pengganti sifat mukoadesif, dan pelindung dari saliva asli. Akan tetapi, sifat-sifat enzimatik dari saliva asli tidak didapatkan dari saliva artifisial (Preetha dan Banerjee, 2005).

2.3.1 Komposisi Saliva Artifisial

Terdapat beberapa macam komposisi saliva artifisial. Menurut penelitian Preetha dan Banerjee (2005), *Xialine 2* merupakan saliva artifisial yang paling mirip dengan saliva alami. *Xialine 2* tersusun dari 0,18 gram *xanthan gum*, *Sodium carboxymethylcellulose*, 1,2 gram *potassium chloride*, 0,85 gram *sodium chloride*,

0,05 gram *magnesium chloride*, 0,13 *calcium chloride*, 0,13 *di-potassium hydrogen orthophosphate*, *potassium di-hydrogen orthophosphate*, *sodium flouride*, dan sejumlah sorbitol. Pembuatan saliva artifisial memiliki berbagai macam variasi menurut komposisi elektrolit yang digunakan. Pada penelitian ini menggunakan saliva artifisial dengan komposisi NaCl 36,0 gr; KCl 1,69 gr; CaCl₂ 0,95 gr; NaHCO₃ 0,85 gr; dan air destilasi 400cc.



Table 1. Artificial saliva recipes (concentrations of components are in mmol/l)

AS	Authors	Na	K	Ca	Mg	NH ₄ ⁺	Cl	PO ₄	SO ₄	CO ₃	SCN	Lac	Cit	Urate	Urea	CO ₂ (g)	Other	pH
1	Souder and Sweeney (1931) ⁴	0.62	1.03	0.25			1.84	0.31										
2	Greenwood <i>et al.</i> (1937) ⁵	14.64	58.60	5.80			32.19	16.79	5.16									6.7
3	Womer <i>et al.</i> (1937) ⁶	14.64	42.52	5.80			32.19	8.75	5.17									
4	Schoonover and Souder (1941) ⁷	14.64	58.60	5.80			32.19	16.79	5.16									
5	Muhler and Swenson (1947) ⁸	11.89	5.37	5.99	0.02		12.21	5.05	5.99						15.55		Si(s) 0.05	6.9-7.1
6	Wasserman <i>et al.</i> (1958) ¹¹	84.16	4.69	1.02			76.72	3.87	6.43						8.32			
7	Veira and Marchi (1961) ¹⁴	1.85				4.54	13.69	3.62	2.27	1.19					16.65		Na ₂ S 15.34; P ₂ O ₅ 0.01 Br 0.07; I 0.01	
8	Fusayama <i>et al.</i> (1963) ¹⁶	15.33	5.37	5.40	0.02		23.02	4.23										
9	Hay & Hartles (1966) ²³	13.04	18.16	2.14	0.42	5.61	15.43	5.45	10.12	2.23								
10	Carler <i>et al.</i> and Ross <i>et al.</i> (1967) ³⁰	29.83	21.79	2.90			28.07	3.08	17.86	3.40					17.86			
11	Tani and Zucchi (1967) ³¹	16.21	25.05				19.73	1.20	14.91	5.32								6.7
12	Gutrow <i>et al.</i> (1967) ¹⁰	11.85	6.71	5.99	0.02		13.53		5.99						16.05		Si(s) 0.05; P ₂ O ₅ 0.01	7.1-7.2
13	Bugtrand <i>et al.</i> (1971, 1973) ^{33,34}	33.50	21.79				28.07	4.13	17.86	3.40					2.16			
14	Melcer and Ledion (1972) ³⁵	33.50	21.79				28.08	2.98	17.86	3.40					21.64			
15	Matzker and Schreiber (1973) ³⁶	14.43	21.05	1.27	0.48		34.03	1.96		1.03								
16	Stokey and Shahman (1976) ³⁸	1.94	0.72	0.29			1.41	0.81	0.29									
17	Darvell (1978) ²	19.31				4.11	8.01	4.67	7.14	2.38	0.78	0.07	0.09	3.33				
18	Shells (1978) ⁴⁴	11.55	20.50	1.43	0.21	4.35	23.22	5.10	6.45	2.30	2.07			2.86				
10	daMagalhães (1981) ⁵⁴	4.95	20.97				18.90	2.74										
20	Ieri, Cate <i>et al.</i> (1985) ⁵⁵	1.50	150.90				150.00	0.90										
21	Sieck <i>et al.</i> (1990) ⁵⁷		30.60	1.09			32.16	0.66										
22	Leung (1989) ⁴² and Leung and Darvell (1991) ⁴³	28.16	25.74			4.10	29.84	4.67	2.24	0.78	0.95	0.11	3.30	0.04			NO ₃ 3; Cacodylate 20 Γ 0.0026; IIEPCS 50	7
23	Goethlich and Marek (1990) ⁵⁸	21.48	25.27				20.12	3.62	17.86	5.14	9.99			0.10			Acet 15.06	
24	Papadogiannis <i>et al.</i> (1991) ⁶⁰	51.14		1.00			37.08	1.00										
25	Blake-Haskins <i>et al.</i> (1992) ⁶¹	13.00	141.00	1.50			144.80	4.00	8.20									
26	Oleson <i>et al.</i> (1994) ²⁰	11.90	5.37	7.16			26.50	5.00							67.00		H ₂ S 0.02	
27	Oleson <i>et al.</i> (1994) ²⁰	16.20	25.02				19.70	1.36	5.32	10.00								

Gambar 2.6 Komposisi saliva artifisial (Sumber: Leung dan Darvell, 1996)

2.4 Minuman Berkarbonasi

Minuman berkarbonasi adalah minuman ringan yang ditambahkan pelarutan gas CO₂, sehingga memiliki penampakan gelembung-gelembung yang memberi kesan segar (Chandra dan Gufraeni, 2009). Minuman berkarbonasi banyak disajikan dalam kemasan kaleng maupun botol. Pemilihan kemasan bertujuan untuk mencegah pelepasan gas karbondioksida dalam minuman (Prasetyo, 2005)

2.4.1 Komposisi minuman berkarbonasi

Air berkarbonasi dikenal sebagai air soda, merupakan komponen utama dalam pembuatan minuman ringan. Proses melarutkan gas CO₂ disebut karbonasi, yang dapat membentuk asam karbonat (Affandi, 2009).

Minuman berkarbonasi terdiri dari kurang lebih 94% air berkarbonasi. Karbondioksida menyebabkan adanya sifat kilau dan rasa menggigit untuk minuman, dan juga bertindak sebagai pengawet minuman. Sifat karbondioksida pada minuman berkarbonasi adalah *inert*, tidak toksik, relatif murah, dan mudah dicairkan. Bahan utama lain yang ditambahkan dalam minuman ini adalah pemanis dengan presentase sebesar 7-12%. Sakarin merupakan bahan pemanis buatan yang biasa digunakan pada minuman berkarbonasi. Presentase pemanis buatan dan pemanis alami berbanding 50 : 50. Selain memberikan rasa manis, penambahan gula juga dapat mempertahankan warna minuman. Selain itu ditambahkan pula perisa dan pewarna buatan (Jellen, 1985 ; Steen dan Ashurts, 2006).

Tabel 2.1 Karakteristik komposisi utama dari karbonasi minuman ringan

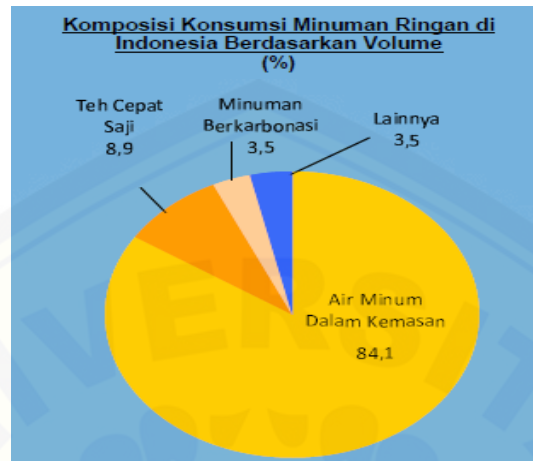
Tipe Minuman	Keasaman pH	Kadar Gula (%)	KadarKafein (mg/100ml)
Cola Biasa	2,6	10-13	12
Diet Cola	2,6	0	-
(perisa) Jeruk,Lemon	3,0-3,5	10-14	0

(Sumber : Jellen,1985)

Minuman berkarbonasi memiliki rasa yang bervariasi mulai dari rasa manis, pahit, dan keasaman yang beragam. Asam yang bisa digunakan antara lain asam sitrat, asam fosfat, asam malic, dan asam karbonat. Asam yang ditambahkan dapat berasal dari komponen alami yaitu asam organik yang terbuat dari ekstrak buah alami, sedangkan karbondioksida yang dilarutkan dalam air berfungsi untuk menghasilkan asam karbonasi (Sovari dan Rytoma, 1991)

2.4.2 Prevalensi konsumsi minuman berkarbonasi

Jumlah penduduk Indonesia yang besar dan terus bertambah, peningkatan daya beli masyarakat melalui pertumbuhan ekonomi, kenaikan upah, dan meningkatnya populasi masyarakat *middle class income* menjadi penyebab utama pertumbuhan permintaan industri makanan dan minuman olahan. Asosiasi Industri Minuman Ringan Indonesia menyebutkan bahwa rata-rata konsumsi minuman ringan masyarakat Indonesia sebesar 33 liter per kapita, dan pada tahun 2015 target konsumsi rata-rata minuman ringan sebesar 100 liter perkapita (Alicia, 2014).



Gambar 2.7 Jumlah rata-rata konsumsi minuman soda
(Sumber : Industry Update published by : PT. Bank Mandiri Persero, 2013)

Minuman berkarbonasi menduduki peringkat ketiga terbesar dalam jumlah pengkonsumsian minuman ringan setelah air minum dalam kemasan, dan teh kemasan. Indonesia mencatat tingkat konsumsi minuman ringan berkarbonasi sebanyak 13 porsi saji seukuran 236 ml per orang per tahun. Tingkat konsumsi produk minuman ringan berkarbonasi diprediksi dapat terus meningkat mengingat jumlah penduduk Indonesia yang makin banyak

2.4.3 Efek minuman berkarbonasi

Mengonsumsi minuman berkarbonasi dapat memberikan efek terhadap kesehatan tubuh (Gregory *et al.*, 2000). Efek yang dapat ditimbulkan dari pengkonsumsian minuman berkarbonasi dapat juga mempengaruhi kesehatan sistemik, seperti obesitas dan diabetes melitus (Ludwig *et al.*, 2001; Schulze *et al.*, 2004 ; Troiano *et al.*, 2000).

Minuman berkarbonasi memiliki beberapa efek ketika dikonsumsi. Efek samping yang dapat timbul akibat konsumsi minuman karbonasi adalah munculnya

karies. Karies dapat timbul karena suasana rongga mulut yang asam sehingga mudah terjadi erosi pada lapisan enamel gigi dan memudahkan terjadinya karies (Prasetya, 2005). Munculnya suasana asam dalam rongga mulut terjadi akibat kandungan asam karbonasi yang dihasilkan oleh minuman berkarbonasi. Lussie *et al.* (1993) menyatakan bahwa komposisi dalam minuman berkarbonasi berupa perasa buatan dapat memberikan sifat asam karena mengandung asam sitrat dan asam fosfat. Darvell (2009) menyatakan bahwa, pada alat ortodonti yang terbuat dari logam, suasana asam dapat menimbulkan efek rapuh pada alat, berkurangnya kekuatan alat serta menimbulkan efek sistemik akibat terlepasnya ion dari unsur yang terdapat didalam alat ortodonti.

2.5 Pelepasan Ion Nikel

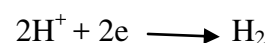
Pelepasan dari unsur-unsur penyusun sebuah materi menandakan telah terjadi penurunan kualitas dari suatu materi atau yang biasa disebut korosi. Korosi merupakan proses destruktif sebuah material oleh karena reaksinya dengan lingkungan. Kirpatrick *et al.* (2002) menyatakan bahwa saat terjadi korosi, suatu senyawa kimia akan cenderung untuk kembali dalam bentuk awalnya di alam.

Suatu permukaan logam yang berkontak dengan lingkungan yang mengandung air atau lingkungan dengan suasana kelembapan yang tinggi akan menimbulkan larutnya unsur-unsur pada permukaan logam (De Waard dan William dalam Aagotnes, 2002). Suasana lingkungan sekitar logam yang asam akan menyediakan ion H^+ berlebih. Ion tersebut akan berikatan dengan logam. Persamaan reaksi korosi pada logam dengan suasana asam sebagaimana berikut :

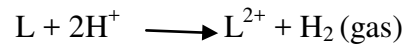
Ketika logam terlarut



Ketika gas hidrogen terbentuk



Sehingga reaksi keseluruhan korosi adalah :



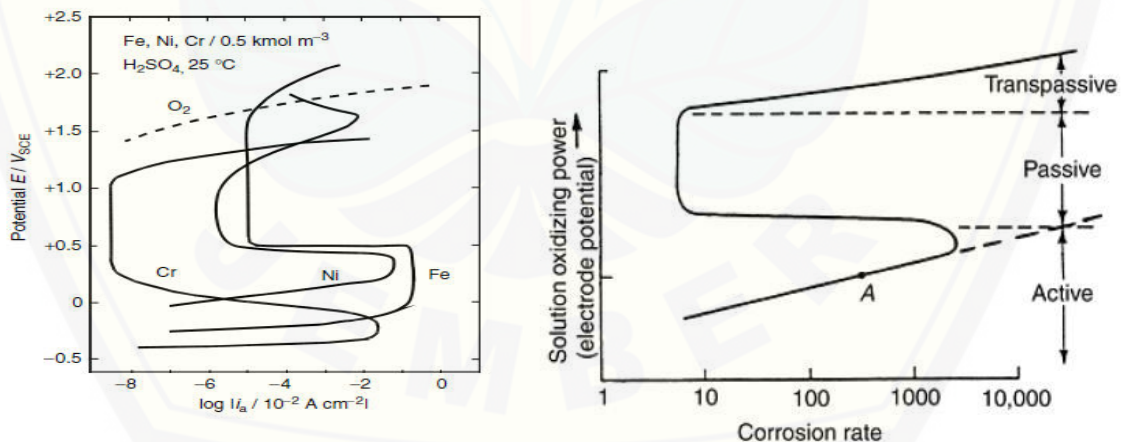
Keterangan : L = Logam

e = Elektron

H = Hidrogen

(Sharma, 2012)

Lusiana (2010) menyebutkan bahwa pada saat terjadi korosi terdapat tiga fase penting, diantaranya *dissolution*, *reduction*, dan *passivation*. *Dissolution* merupakan proses terlepasnya unsur pada permukaan logam. Hal tersebut akan mengakibatkan terjadinya proses *reduction*, yaitu berikatannya elektron yang dilepaskan logam dengan H₂O menjadi gas H₂. Logam yang telah teroksidasi akan berikatan dengan OH⁻ membentuk Ni₂O₃. Produk tersebut dapat menghambat kelangsungan korosi sejenak yang nantinya disebut dengan fase *passivation*. Produk korosi ini tidak lama kemudian akan terlepas ikatannya, dan proses korosi akan berlanjut kembali sampai logam tersebut habis (Aryani, 2012).



Gambar 2.8 Grafik proses terjadinya aktivasi korosi, pasivasi, hingga transpasivasi logam Cr, Ni, Fe (Sumber: Sharma, 2012)

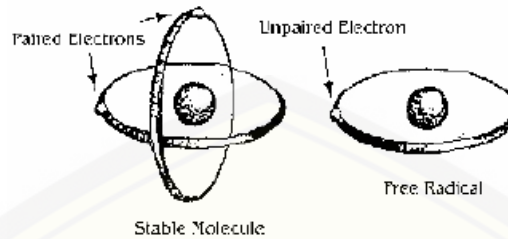
2.5.1 Pelepasan Ion Nikel pada Kawat Nikel Titanium

Kawat NiTi terbukti dapat melepaskan ion nikel yang berbahaya bagi tubuh. Nikel didalam tubuh dapat menyebabkan beberapa reaksi alergi (Heravi *et al.*, 2014). Pada kawat NiTi, titanium dikenal sebagai unsur yang memiliki ketahanan korosi yang baik. Titanium memiliki potensial reduksi yang lebih rendah dibanding nikel sehingga, titanium akan lebih reaktif. Pada kawat NiTi, titanium akan membentuk suatu lapisan tipis berupa lapisan titanium oksida (TiO_2) pada permukaan kawat. Lapisan ini merupakan barrier pertahanan kawat NiTi dari serangan korosi. Apabila masih terdapat ion nikel yang terlepas pada rongga mulut maka menandakan bahwa lapisan pasif titanium oksida mengalami kerusakan (Chaturvedi dan Uphadayay, 2010).

2.5.2 Efek Pelepasan Ion Nikel

Nikel merupakan salah satu unsur penyusun kawat NiTi yang dapat terlepas akibat proses korosi. Nikel dikenal sebagai unsur transisi yang tidak memiliki pasangan elektron di sub kulit terluarnya, selain itu ion nikel bersifat paramagnetik. Sifat paramagnetik dapat menyebabkan ion nikel dapat menarik unsur logam yang terkandung di dalam molekul lain.

Pada tubuh, ion nikel yang terlepas dapat menjadi suatu radikal bebas. Radikal bebas adalah unsur, atom, senyawa, atau molekul yang tidak memiliki pasangan elektron di lapisan luarnya. Dampak dari radikal bebas tersebut apabila terdapat di dalam tubuh ia akan berusaha mencari pasangan elektron dengan cara merusak, mengikat, atau mencari pasangan elektron dari molekul lain. Reaksi tersebut akan terjadi secara berulang membentuk reaksi berantai yang akhirnya memicu terjadinya kerusakan sel (Droge, 2002 ; Brady, 1990). Berikut merupakan gambaran struktur kimia radikal bebas.



Gambar 2.9 Gambar struktur kimia radikal bebas (Sumber: Arief,2007)

Nikel sebagai radikal bebas akan berusaha untuk melengkapi lapisan luarnya dengan menambah elektron luarnya dari atom lain, dengan begitu ia akan mencapai kondisi stabilitas maksimum. Oleh karena radikal bebas sangat reaktif, ia dapat bereaksi dengan berbagai molekul dalam tubuh seperti protein, karbohidrat, lemak dan DNA.

Suatu radikal bebas akan memicu respon peradangan, sehingga tubuh menjadi peka terhadap suatu alergen. Ion nikel dikenal sebagai salah satu alergen dalam tubuh, sehingga pelepasan ion nikel pada tubuh dapat menimbulkan beberapa reaksi alergi seperti *burning mouth sensation*, gingivitis, stomatitis, dan oral edema (Lingga L, 2012 ; Chaturvedi dan Uphadayay, 2010). Nikel dapat terbawa secara sistemik yang masuk melewati sistem pencernaan. Alergi nikel dapat terbagi menjadi dua, alergi kontak yang menyebabkan reaksi hipersensitivitas pada rongga mulut dan kulit, sedangkan secara sistemik disebut sebagai *systemic nickel allergy syndrome* (SNAS). Manifestasi SNAS dalam tubuh dapat berupa diare, konstipasi, anemia, mual, muntah, hingga gastroduodenitis kronis. Hal ini akan diperparah pula oleh konsumsi makanan-makanan yang mengandung nikel didalamnya (Faccioni *et al.*, 2003)

Pelepasan ion nikel sebagai salah satu material komposisi penyusun kawat ortodonti akan mengakibatkan penurunan kualitas mekanik dari kawat. Kekasaran permukaan dapat terjadi oleh karena terlepasnya unsur penyusun kawat. Kekasaran

permukaan dapat menambah *sliding friction* kawat terhadap braket. Selain itu degradasi material kawat dapat pula menurunkan kekuatan kawat.

2.4.3 Pengujian Pelepasan Ion Nikel

Metode yang digunakan untuk menguji pelepasan unsur-unsur material terdapat beberapa cara seperti tersebut dibawah ini :

a. *Immersion Test*

Phillips (1991) menyatakan bahwa terjadinya korosi selalu diikuti dengan pelepasan dari logam penyusunnya. *Immersion test* dilakukan dengan cara merendam suatu bahan logam pada larutan (ASTM G1). Setelah dilakukan perendaman, maka dapat diketahui unsur-unsur apa yang terlepas dengan menggunakan beberapa alat diantaranya, *inductively coupled plasma atomic emission spectroscopy* (ICPAES), *x-ray fluorescence* (XRF), dan *atomic absorption spectrometry* (AAS). AAS dapat digunakan untuk mengukur jumlah konsentrasi ion yang terlarut di dalam larutan setelah perendaman material logam. Suatu unsur memiliki panjang gelombang tertentu ketika diberi sinar radiasi, sehingga pembacaan alat ini dilakukan dengan membaca produk spektra suatu logam yang telah diberi sinar radiasi.



Gambar 2.10 Alat Uji Korosi AAS
(Sumber: Dokumentasi Pribadi)

b. *Electromechanical test*

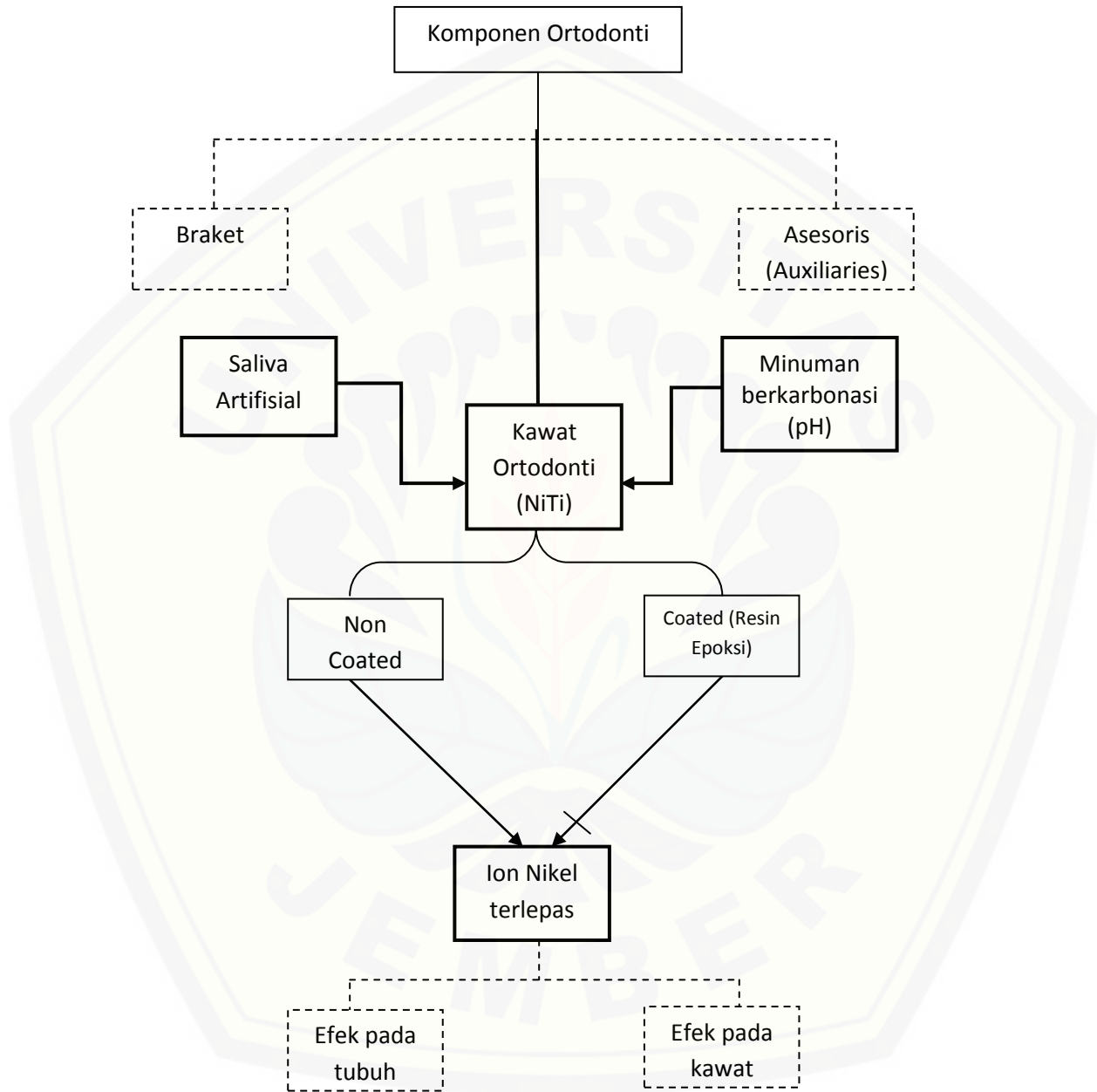
Electromechanical test adalah uji untuk mengukur siklus potensiodinamika polarisasi, seperti mekanisme korosi dan laju korosi. Beberapa metode untuk mengukur laju korosi diantaranya metode kehilangan berat (*weight loss*), metode *Electrochemical Impedance Spectroscopy*, dan metode polarisasi potensiodinamik (Ekstrapolasi Tafel) (Farmajanti, 2008).

2.6 Hipotesis

Bedasarkan tinjauan pustaka yang telah diuraikan maka dirumuskan hipotesis bahwa kawat NiTi dengan bahan pelapis resin epoksi memiliki jumlah ion nikel yang terlepas lebih sedikit daripada kawat NiTi tanpa bahan pelapis.



2.5 Kerangka Konsep Penelitian



Keterangan

- : diteliti
- - - - - : tidak diteliti
- > : mempengaruhi
- |> : terhambat

BAB 3. METODE PENELITIAN

3.1 Jenis Penelitian

Jenis penelitian ini adalah eksperimental laboratoris dengan menggunakan *The Post Test Only Control Group Design* yaitu dengan menggunakan analisa pengukuran sesudah perlakuan. Dalam penelitian ini terdapat empat kelompok dan terbagi menjadi dua kelompok perbandingan. Kelompok I antara K1 dan K2, dan kelompok II antara K3 dan K4.

3.2 Waktu dan Tempat Penelitian

3.2.1 Waktu Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan pada bulan September 2015.

3.2.2 Tempat Penelitian

Balai Besar Laboratorium Kesehatan Daerah Surabaya.

3.3 Identifikasi Variabel Penelitian

3.3.1 Variabel bebas :

Variabel bebas pada penelitian ini adalah minuman berkarbonasi dan saliva artifisial.

3.3.2 Variabel Terikat :

Variabel terikat pada penelitian ini adalah konsentrasi ion Ni yang terlepas pada rendaman minuman berkarbonasi dan saliva artifisial.

3.3.3 Variabel Terkendali :

Variabel terkontrol pada penelitian ini antara lain :

- a) pH saliva artifisial
- b) pH minuman berkarbonasi
- c) Suhu rendaman 37°C

- d) Kawat NiTi *non coated* diameter 0,016 inchi
- e) Kawat NiTi *coated* diameter 0,016 inchi

3.4 Definisi Operasional Penelitian

3.4.1 Minuman Berkarbonasi

Minuman berkarbonasi atau *softdrink* merupakan minuman yang mengalami proses karbonasi dengan $\text{pH} < 7$ yang banyak dijumpai di pasaran.

3.4.2 Saliva artifisial

Saliva artifisial adalah larutan medium buffer untuk menirukan kondisi rongga mulut. Saliva artifisial yang digunakan dalam penelitian ini adalah saliva artifisial dengan komposisi NaCl 36,0 gr; KCl 1,69 gr; CaCl_2 0,956 gr; NaHCO_3 0,85 gr; dan air destilasi 400 cc dengan pH 7.

3.4.3 Minuman berkarbonasi dicampur saliva artifisial

Merupakan campuran dari dua larutan minuman berkarbonasi dan saliva artifisial dengan perbandingan 1:1. Besar larutan masing-masing adalah 29 ml.

3.4.4 Pelepasan Ion Nikel

Pelepasan ion nikel merupakan banyaknya jumlah ion nikel yang terlarut setelah perendaman selama 3,5 jam dalam saliva artifisial yang telah ditambahkan minuman berkarbonasi diukur dengan alat *Atomic Absorption Spectrometry*.

3.4.5 Kawat *epoxy resin coated* NiTi

Kawat NiTi dengan bahan pelapis resin epoxy merupakan salah satu komponen alat cekat berbahan nikel titanium yang termasuk dalam tipe *aesthetic archwire* yang mengandung bahan pelapis resin epoksi. Pada penelitian ini digunakan kawat berpenampang bulat dengan diameter 0,016 inci dan panjang 11,6 cm.

3.4.5 Kawat NiTi *non coated*

Kawat NiTi *non coated* adalah kawat ortodontik yang tersusun dari paduan bahan nikel, titanium, tembaga, besi, dan kobalt. Kawat ini tidak memiliki tambahan lapisan pelindung maupun estetik pada bagian luar. Pada penelitian ini digunakan kawat NiTi berpenampang bulat dengan diameter 0,016 inci dan panjang 11,6 cm.

3.5 Sampel Penelitian

3.5.1 Bentuk dan Ukuran Sampel

Sampel adalah kawat ortodontik berbahan dasar nikel titanium berpenampang bulat dengan diameter 0,016 inci dengan panjang 11,6 cm.

3.5.2 Pengelompokan Sampel Penelitian

Sampel penelitian dibagi menjadi 4 kelompok besar sebagai berikut dibawah ini :

K 1 :kawat NiTi *non coated* direndam dalam saliva artifisial

K 2 :kawat NiTi *non coated* direndam dalam saliva artifisial dicampur minuman berkarbonasi

K 3 :kawat NiTi *coated* direndam dalam saliva artifisial

K 4 :kawat NiTi *coated* direndam dalam saliva artifisial dicampur minuman berkarbonasi

3.5.3 Besar Sampel

Pengambilan sampel dilakukan dengan metode *simple random sampling*. 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 ; jika $\alpha = 0,05$, maka nilai Z adalah Z = 1,96 (2-tailed) dan Z = 1,64 (1-tailed)

σ = standard deviasi (SD) penelitian sejenis

α = kesalahan yang masih ditoleransi

p = keterpercayaan penelitian (80%)

(Daniel, 2005)

Nilai σ diasumsikan sama dengan α karena nilai σ^2 jarang diketahui sehingga perlu menduga dalam mencarinya (Steel dan Torrie,1995). Sehingga dapat didapatkan perhitungan jumlah sampel sebagai berikut :

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

$$n = (1,96)^2$$

$$n = 3,84 \approx 4$$

Jadi, berdasarkan perhitungan rumus diatas banyaknya sampel pada penelitian ini adalah 4 sampel untuk setiap kelompok.

3.6 Alat dan Bahan

3.6.1 Alat Penelitian.

1. Tang potong (Wipro, China)
2. Pinset (Dentica, USA)
3. Petridisk (Pyrex, Japan)
4. Penggaris (Butterfly, China)
5. Digital pH meter (Hanna Instrument, USA)
6. Gelas ukur 100 ml (Pyrex, Japan)
7. Inkubator (Memert, Jerman)
8. Syringe (Yamato, Japan)

9. AAS (atomic absorbtion spectometry) (ZEEnit Analitik Jena, Jerman)

3.6.2 Bahan Penelitian.

1. Kawat *epoxy resin - coated* NiTi berpenampang bulat dengan diameter 0,016 inci (*Everwhite* AO, USA)
2. Kawat NiTi berpenampang bulat dengan diameter 0,016 inci (AO, USA)
3. Saliva artifisial yang tersusun dari NaCl 36,0 gr; KCl 1,69 gr; CaCl₂ 0,95 gr; NaHCO₃ 0,850 gr; dan air destilasi 400cc (SMF, Surabaya)
4. Minuman berkarbonasi *coca cola* dengan pH 2,8 (Coca Cola Company, Indonesia)

3.7 Prosedur Penelitian

3.7.1 Persiapan Sampel

Menyiapkan 8 sampel kawat *epoxy resin- coated* NiTi dan 8 sampel kawat NiTi *non coated* dengan panjang 11,6 cm. Panjang kawat didapatkan dari penelitian Al Joubory (2001) bahwa panjang rata-rata kawat untuk perawatan ortodonti cekat dihitung dari *midline* gigi anterior hingga gigi molar rahang atas adalah 5,8 cm. Pemotongan kawat dilakukan dari *midline* kawat, diukur sepanjang 5,8 cm ke sisi kanan dan 5,8 cm ke sisi kiri.

3.7.2 Penentuan Waktu Perendaman

Bedasarkan penelitian yang dilakukan oleh Dincer *et al.* (2001), waktu yang dibutuhkan untuk satu kali mengkonsumsi minuman berkarbonasi adalah 5 menit. Sedangkan, rata-rata penggunaan kawat NiTi dalam rongga mulut selama 6 minggu (Petrov *et al.*, 2013). Turkun (2003) menyebutkan bahwa, perendaman selama 1 hari (24 jam) setara dengan (1 hari x 24 jam x 60 menit) dibagi dengan 5 menit sama dengan 288 hari pemakaian, sehingga apabila ingin didapatkan waktu pemakaian setara 6 minggu didapatkan waktu perendaman selama 3,5 jam.

3.7.3. Penentuan Jumlah Larutan Perendaman

Sampel kelompok kontrol direndam dalam saliva artifisial sebanyak 29 ml. Sedangkan sampel kelompok kerja direndam dalam 29 ml saliva artifisial yang telah dicampur dengan 29 ml minuman berkarbonasi. Jumlah larutan perendaman mengacu pada standard ASTM G31-72 yang menyatakan jumlah larutan pengkorosi untuk setiap mm² luas permukaan adalah sebesar 0,2 ml.

3.7.4 Perendaman Sampel

- a) Menyiapkan saliva buatan dan minuman berkarbonasi yang telah dicek pHnya menggunakan pH meter
- b) Mempersiapkan 16 buah petridisk. Petridisk ke I-IV diisi dengan saliva buatan sebanyak 29 ml dengan merendam kawat NiTi *non coated* didalamnya
- c) Mengisi petridisk ke V-VIII dengan saliva sebanyak 29 ml dan 29 ml minuman berkarbonasi kemudian merendam kawat NiTi *non coated*
- d) Mengisi petridisk ke IX-XII dengan saliva 29 ml kemudian merendam kawat NiTi *coated*
- e) Mengisi petridisk ke XIII- XVI dengan 29 ml minuman berkarbonasi dan 29 ml saliva buatan kemudian merendam kawat NiTi *coated* didalamnya.
- f) Merendam masing-masing sampel dalam larutan selama 3,5 jam. Selama perendaman, menempatkan sampel di dalam inkubator
- g) Setelah 3,5 jam, mengambil sampel kemudian menjernihkan medium saliva

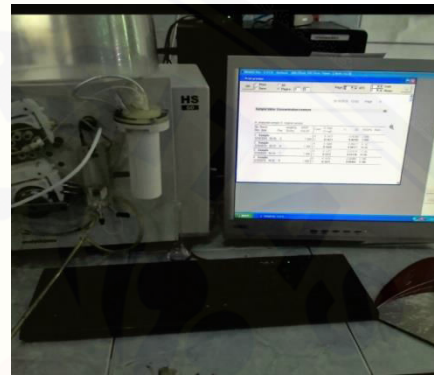
3.7.5 Pengujian Korosi

- a) Menyiapkan alat AAS dengan menekan tombol power “ON” hingga layar komputer hidup
- b) Memasang lampu indikator ion nikel di dalam alat AAS
- c) Meletakkan larutan rendaman di dalam tabung-tabung yang telah tersedia
- d) Memasukkan tabung-tabung tersebut ke dalam AAS

- e) Menyalakan *flame* sebagai tanda alat mulai bekerja
- f) Membaca kandungan ion nikel dalam larutan menurut sesuai dengan nilai absorbansinya pada komputer dengan software WinAAS Ver: 3.17.0



(a)



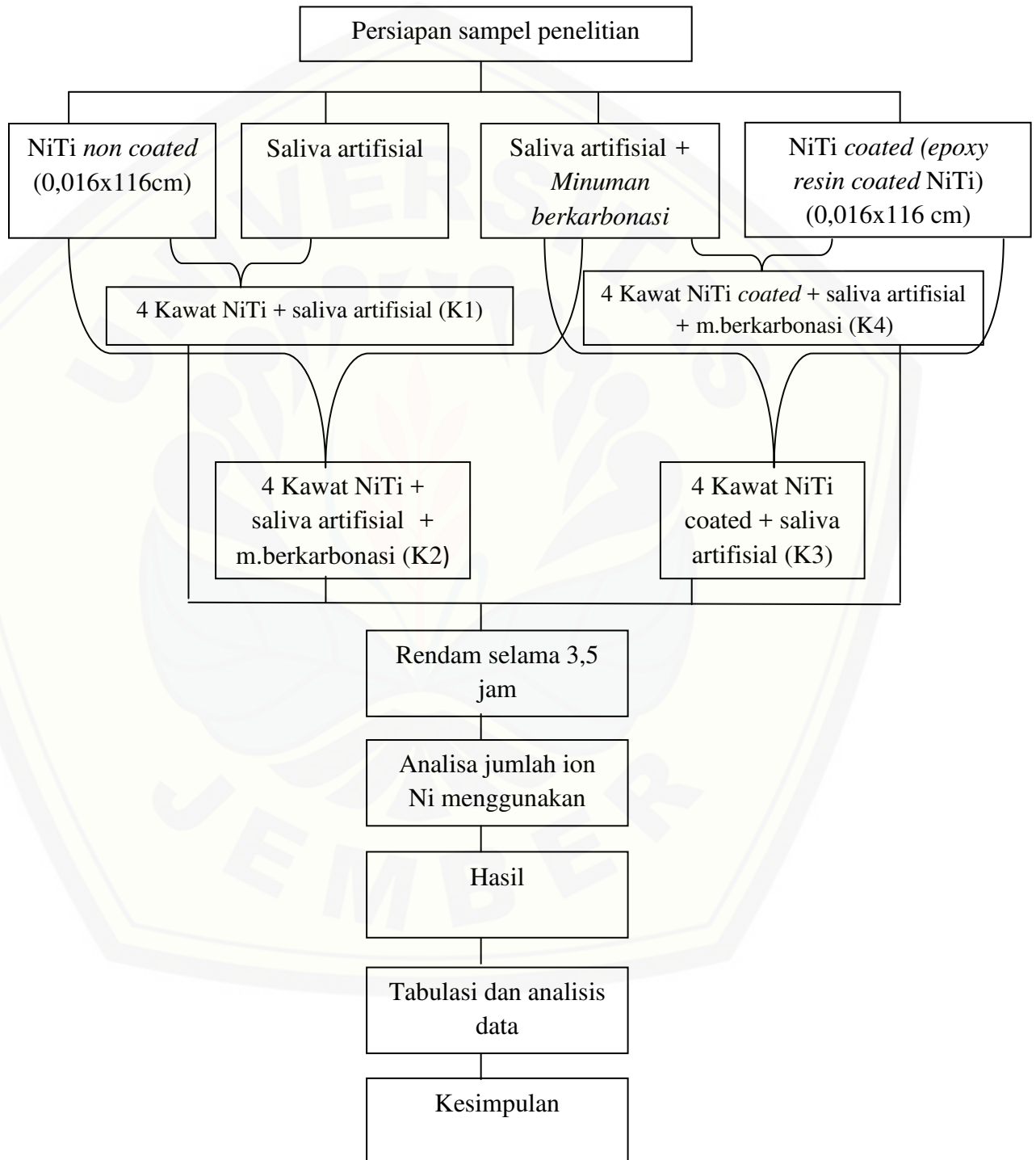
(b)

Gambar 3.1 (a) Pengujian Korosi Menggunakan AAS ; (b) Pembacaan data menggunakan Software WinAAS Ver: 3.17.0
(Sumber: Dokumentasi Pribadi)

3.8 Analisis Data

Uji normalitas diuji dengan *Kolmogorov – Smirnov test*, sedangkan homogenitasnya diuji dengan *Levene test*. Data dikatakan berdistribusi normal dan homogen apabila $\alpha > 0,05$, sehingga dapat dilakukan uji parametrik. Selanjutnya dilakukan uji beda menggunakan *independent t-test* untuk mengetahui perbedaan antara kelompok kawat NiTi *non coated* dan kelompok kawat NiTi *coated*. Namun apabila data tidak berdistribusi normal dan atau tidak homogen dilakukan uji non parametrik dengan *Mann Whitney test* untuk uji perbedaan antar variabel.

3.9 Alur Penelitian



Gambar 3.2 Alur Penelitian



BAB 5. PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Dari penelitian yang telah dilakukan diperoleh kesimpulan sebagai berikut:

1. Kawat NiTi *coated* melepaskan ion nikel lebih sedikit dibandingkan kawat NiTi *non coated*
2. Kawat NiTi *coated* yang direndam dalam saliva artifisial dan minuman berkarbonasi memiliki jumlah pelepasan ion nikel yang lebih besar dibanding dengan kawat NiTi *coated* yang hanya direndam dalam saliva artifisial.
3. Jumlah pelepasan ion nikel tertinggi ditunjukkan oleh kawat NiTi *non coated* yang direndam dalam saliva artifisial dan minuman berkarbonasi.

5.2 Saran

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

1. Diperlukan penelitian lebih lanjut untuk mengetahui sifat dan struktur permukaan pada kawat NiTi *coated* setelah direndam dalam saliva buatan dan minuman berkarbonasi.
2. Perlu dilakukan penelitian lebih lanjut waktu puncak pelepasan ion nikel terbanyak pada kawat NiTi *non coated* dan kawat NiTi *coated*.
2. Penelitian selanjutnya diharapkan mampu menentukan waktu pergantian kawat NiTi *coated* pada saat diaplikasikan dalam rongga mulut agar efektif mencegah pelepasan ion nikel akibat korosi.

DAFTAR PUSTAKA

- Aagotnes, NO., Hemmingsen, T., Haarseth, C., Midttveit, I. 1999. *Comparison of Corrosion Measurement by Use of AC- Impedance, LPR, and Polarization method on Carbon Steel in CO₂ Purged NaCl Electrolytes*. Corrosion 2000 Paper 7, Houston : TX, Nace
- Affandi, B. 2009. Pengaruh CO₂ (Karbon dioksida) Murni Terhadap Pertumbuhan Mikroorganisme Pada Produk Minuman Fanta di PT. Coca Cola Bottling Indonesia Unit Medan. Tugas Akhir. Medan : FMIPA USU
- Al-Joubory HM. 2001. The Corrosion Behavior and the Biological Effect of Fixed Orthodontic Appliance in Artificial Saliva Solution. Thesis. Baghdad: University of Baghdad
- Alam, MK. 2012. *A to Z Orthodontics*. Malaysia : Universiti Sains Malaysia
- Alicia, M. 2014. Analisa Kinerja Storytelling Terhadap Brand Equity Pada Produk Minuman Berkarbonasi Merek Coca Cola. Jurnal Repository UPI. Bandung:Universitas Pendidikan Indonesia
- Anusavice, KJ. 2004. *Phillips Buku Ajar Ilmu Bahan Kedokteran Gigi ed.10*. Terjemahan Budi JA, Prawoko S. Jakarta:EGC
- Arango, S., Vargas, AP., Garcia, C. 2013. Coating and Surface Treatments on Orthodontic Metallic Materials. www.mdpi.com/journal/coatings/ ISSN 2079-6421
- Arief, S. 2007. *Radikal Bebas*. Surabaya:Ilmu Kesehatan Anak, FK Unair. Available from: www.pediatrik.com/buletin/06224113752-xOzu61.doc

- Aryani, I. 2012. Perbandingan Tingkat Ketahanan Korosi Beberapa Braket Stainless Steel Ditinjau dari Lepas Ion Cr dan Ni. Tesis. Jakarta:Universitas Indonesia
- ASTM, I. 2004. *Standard Practice for Laboratory Immersion Corrosion Testing of Metals*, G 31-72
- Bardal, E. 2004. *Corrosion and Protection*. United States of America : Spriner Verlag London Limited.
- Bishara, S.E. 2001. *Textbook of Orthodontics*. United States of America : W.B. Saunders Company
- Brady, James E. 1990. *General Chemistry 5th Edition*. New York : John Wiley&Sons.
- Chandra, EM., Gufraeni, R. 2009. Kajian Ekstensifikasi Barang Kena Cukai pada Minuman Ringan Berkarbonasi. *Jurnal Ilmu Administrasi dan Organisasi*. 16(3): 170-179.
- Chaturvedi TP, Upadhayay SN. 2010. An Overview of Orthodontic Material Degradation in Oral Cavity. *Indian Dental Journal* 21(2) : 275-284
- Chodijah, S. 2008. *Efektifitas Penggunaan Pelapis Epoksi terhadap Ketahanan Korosi Pipa Baja ASTM A53 didalam Tanah*. Jakarta : Universitas Indonesia
- Czarnobilska, E., Obtulowicz, K., Wsolek, K., Pietowska, J., Spiewak, R. 2007. Mechanisms Nickel Allergy. *Prezgl Lek Jour'*.64(7-8):502-505. Review. Polish. Pubmed
- Daniel, W. 2005. *Biostatistic A Foundation for Analysis in the Health Science Eight Edition*. Georgia : Willey

- Darvell, BW. 2002. *Material Science for Dentistry*. Seventh Edition. Hongkong : Darvell BW
- De Almeida, PDV., Gregio, AMT., Machado, MAN., de Lima, AAS., Azevedo, LR. 2008. Saliva Composition and Function : A Comprehensive Review. *J. Contemp Dent Pract* 9(8) : 72-80
- Denkhaus, E., Salnikow, K. 2001. Nickel Essentiality, Toxicity, and Carcinogenicity. *Crit. Rev. Oncol./Hematol.*, 42: 35-56.
- Devilliers, Dinh MT., Mahe E., Krulic D., Larabi N., Fatouros N.2006. Behaviour of Titanium in Sulphuric Acid – Application to DSAs-. *J. New. Mat. Electrochem. Sys.* 9:221-232.
- Dincer, B., Hazar, S., Sen, BH. 2002. Scanning Electron Microscope Study of The Effects of Soft Drinks on Etched and Sealed Enamel. *J. Am Orthod Dent. Orthoped.* 122(2): 135-141
- Droge, W. 2002. Free Radical in the Physiological Control of Cell Function. *J.Physiol.*82(1)47-95
- Elayyan, F., Silikas, N., Bearn, D. 2008. Ex Vivo Surface And Mechanical Properties of Coated Orthodontic Archwires. *European Journal of Orthodontics* 30;661-666
- Faccioni, Franceschetti, Cerpelloni, Fracasso. 2003. In Vitro Study on Metal release from Fixed Orthodontic Appliances and DNA Damage in Oral Mucosa Cells. *Am. J Orthod dentofacial Orthop.* 124(6) : 686-693
- Farmajanti, ER. 2008. Penentuan Laju Korosi Tembaga dalam Aqua Regia Menggunakan Metode Pengukuran Hambatan, Uji Berkurangnya Berat dan

- Polarisasi Sebagai Bahan Pembelajaran Korosi Berbasis E-Learning. Tesis. Bandung:Institut Teknologi Bandung
- Foster, TD. 1997. *Buku Ajar Ortodonti*. Edisi Ketiga. Alih bahasa: Lilian Yuwona. Jakarta:EGC
- Gregory, J., Lowe, S., Bates, CJ., Prentice A., Smithers G., Clarke, PC. 2000. *National Diet and Nutrition Survey : Young People aged 4-18 Years*. London : HMSO.
- Hadjiadiadis, ND. 1991. *Cytotoxic, Mutagenic and Carcinogenic Potential of Heavy Metals Related to Human Environment*. Poland:Springer -Science+Business Media,BV
- Hazard Evaluation System and Information. 1986. *Epoxy Resin System*. California:Department of Health Service. (available from <https://www.cdph.ca.gov/programs/hesis/Documents/epoxy.pdf>)
- Heravi F., Moayed, MF., Mokhber, N. 2014. Effect of Flouride on Nickel-Titanium and Stainless Steel Orthodontic Archwire: An In Vitro Study. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Science* 2013;12 (1): 49-59.
- Holla, AK., Kumar, S., Mogra, S., Shetty, SV., Urala, A., Prasada, MB. 2012. Evaluation of the Breakdown Potential of Orthodontic Archwires in acidic soft Drink. *J Ind Orthod Soc* 2012;48 (4):238-244.
- Houston, WJ., Stephens, D., Tulley, WJ. 1996. *A Textbook of Orthodontics*. United Kingdom:Butterworth-Heinemann Ltd.

- Huang, W., Chiu, W., Liaw L., Chen. 2005. Corrosion Behavior of Titanium-Containing Orthodontic Archwires in Artificial Saliva : Effects of Flouride Ions and Plasma Immersion Ion Implataion Treatment. *Chin Dent J* 2005. Vol 24 No 3: 134-140
- Hwang, CJ., Shin, JS., Cha, JY. 2001. Metal Release from Stimulated Fixed Orthodontic Appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(4):383-391
- Jelen, P. 1985. *Introduction To Food Processing*. Virginia : Reston Publishing Company Reston
- Kaphoor, AA., Sundareswaran, S. 2011. Aesthetic Nickel Titanium Wires- How Much Do They Deliver?. *European Journal of Orthodontics* Vol 34 No.5: 603-609
- Kelly, MC., Whitaker, G., White, B., Smyth, MR. 2007. *Nickel (II) – catalysed Oxidative Guanine and DNA Damage Beyond 8-oxoguanine*. Dublin City University Ireland:School of Chemical Sciences
- Kirkpatric, CJ., Barth, S., Gerdes, T., Krump, KV., Peters, K. 2002. Pathomechanism of Impaired Wound Healing by Metallic Corrosion Products (On line). *PubMed.gov US.International Library of Medicine National Institute of Health*. Abstract from: *Mund Kiefer Gesichtschir.* 6(3): 183-190
- Kotha, RS., Alla, RK., Shamma M., Ravi, RK. 2014. An Overview of Orthodontic Wires. *J.Trends Biomater. Artif. Organs*, 28(1), 32-36.
- Kubuoichi M. 2012. Evaluation Method of Degradation of Anti-Corrosion Epoxy Lining for Concrete Structures. *Third International Conference on Sustainable Construction Materials and Technologies*.

- Kusy RP. 1997. A Review of Contemporary Archwires: Their Properties And Characteristic. *J.Angle Orthodontist* 67: 197-207.
- Leung, BWH., Darvell, BW. 1997. Articial Salivas for In Vitro Studies of Dental Materials. *J. Dent* (25)475-484.
- Lingga, L. 2012. *The Healing Power of Antioxidant*. Jakarta : Elex Media Komputindo
- Ludwig, DS., Peterson, KE., Gortmaker, SL. 2001. Relation Between Consumption of Sugar-Sweetened Drinks and Childhood Obesity: A Prospective, Observational Analyis. *J.Lancet*. 357(9255): 505-508
- Lusiana. 2010. Analisa Laju Korosi Dengan Penambahan Unsur Modifikasi Molibdenum dan Niobium Terhadap Material Biokompatibel Ti-6Al Dalam Larutan Darah Sintetis. Tugas Akhir. Jakarta:FT Universitas Indonesia
- Lussie, A., Jaggi, T., Schares, S. 1993. The Influence of Different Factors in Vitro Enamel Erosion. *J.Caries res*. 27: 387-393
- Lower SK. 1996. *General Chemistry Reference Text*.California:Creative Commons (Serial Online)
<http://www.chem1.com/acad/webtext/virtualtextbook.html> (24 Oktober 2015)
- Martinez, GR. 2003. Oxidative and Alkylating Damage in DNA. *J. Mutat. Res*.544:115-127
- Mikulewick, M., Chojnacka, K., Wozniak, B., Downarowicz, P. 2012. Release of Metal Ion from Orthodontic Appliance:An in Vitro Study. *J.Biol Trace Elem Res*.146(2): 272-280

- Moyers, RE. 1998. *Handbooks of Orthodontics*. Fourth Edition. United States of America:Library of Congre in Publication Data.
- National Physical Laboratory,2000.*Bimetallic Corrosion*.www.npl.co.uk
- Nordberg, GF., Fowler, BA., Nordberg M. 1986. *Handbbook on The Toxicology of Metal*.United Kingdom : Elsevier Science & Technology Books.
- O'Brien, WJ. 2002. *Dental Material and Their Selection 3rd Edition*. Michigan : Quintessence Publishing Co,Inc.
- Paramita, TF. 2012. *Deformasi Permanen Kawat Nickel Titanium Superelastis Diameter 0,014 Inchi pada Beberapa Produk Kawat Ortodonti*. Tesis. Jakarta:Universitas Indonesia
- Petrov, VG., Terzieva, SD., Lazarova, TzI., Mikli, V., Andreeva, LA., Stoyanova-Ivanova, AK.2013.*Corrosice Changes and Chemical Composition of the orthodontic Archwires surface During Treatment*. Bulgaria. Bulgaria J.Chemical Communication, Vol. 45 No 4: 455-460
- Phillips RW. 1991. *Science of Dental Materials 9th Edition*. Philadelphia : WB Saunders Company
- Prasetyo, EA. 2005. Keasaman Minuman Ringan Menurunkan Kekerasan Permukaan Gigi. *J.Dent* 38(2): 60-63
- Prasojo WA., Syukur A., Yuningtyastuti. 2009. Analisis Partial Discharge pada Material Polimer Resin Epoksi dengan Menggunakan Elektroda Jarum Bidang. Tugas akhir. Semarang:Universitas Diponegoro
- Preetha, A., Banerjee, R. 2005. Comparison of Artificial Saliva Subtitutes. *J.Trends Biomater. Artif. Organs* 18(2)178-186

- PT.Bank Mandiri Persero. 2013. Industry Update on 2013. Jakarta : PT. Bank Mandiri Persero.
- Quintao, CCA., Brunharo, IVP. 2009. Orthodontic Wires: Knowledge Ensures Clinical Optimization. Dental Press J. Orthod. Maringa 14 (6):155-157
- Rahardjo, P. 2009. *Ortodonti Dasar*. Surabaya : Airlangga University Press
- Revie RW , Uhlig HH. 2008. *Corrosion and Corrosion Control 4th Edition*.New Jersey : John Willey & Sons Inc.
- RMI Titanium Company. 2000.Titanium Alloy Guide.USA : An RTI International Metals, Inc. Company
- Sharma, SK. 2012. *Green corrosion Chemistry and Engineering: Opportunities and Challenges*. First Edition. Germany : Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KgaA. Available on : <http://onlinelibrary.wiley.com/book/10.1002/9783527641789>
- Sharmin, E., Ahmad, S., Zafar, F.. 2012. Renewable resources in Corrosion Resistance. Corrosion Resistance, Dr Shih (Ed), ISBN : 978-953-51-0467-4,In Tech, DOI: 10.5772/31995
- Schulze, MB., Manson, JE., Ludwig, DS., Colditz, GA., Stampfer, MJ., Willet, WC., Hu, FB. 2004. Sugar Sweetened Beverages, Weight Gain, and Incidence of Type 2 Diabetes in Young and Middle-Aged Women. J.AMA 292(8): 927-934
- Sovari, R., Rytomaa, I. 1991. Drinks and Dental Health. J.Dent Soc. 87: 621-631

- Steel, RG., Torrie, JH. 1995. *Principle and Procedure of Statistic*. Ahli Bahasa Bambang Sumantri. Prinsip dan Prosedur Statistika. Jakarta : Gramedia Pustaka
- Steen, DP., Ashurst, PR. 2006. *Carbonated Soft Drink Formulation and Manufacture*. Oxford : Blackwell Publishing Ltd.
- Suck Ro, Y., Jue, MS., Kim, YS. 2010. Fiddler's Neck Accompanied by Allergic Contact Dermatitis to Nickel in a Viola Player. *J. Ann. Dermatol* 22(1)88-90.
- Suwanto B. 2012. Pengaruh Temperatur Post-Curing Terhadap Kekuatan Tarik Komposiy Epoksi Resin yang diperkuat Woven Serat Pisang. e-Jurnal Wahana Politeknik Negeri Semarang.
- Tavakoli, SM. 2003. *An Assesment of Skin Sensitisation by The Use of Epoxy Resin in the Construction Industry*. Cambridge:TWI Ltd.
- Thomas, Charin, Amy, D. 2012. *Hidroxy Radical is Produced Via Fenton Reaction in Submitochondrial Particles Under Oxidative Stress: Implication for Disease Associated with Iron Accumulation*. Washington: Departement of Chemistry.
- Toms, AP.1998. The Corrosion of Orthodontic Wire. *J.Eur.Orth* 10(01):87-97.
- Tracton, AA. 2007. *Coating Material and Surface Coatings*.USA : Taylor and Francais Group,LLC
- Trethewey, KR., Chamberlain, J. 1991. *Korosi untuk Mahasiswa dan Rekrayasawan*. Penerjemah : Alex Tri Kantojo Widodo. Jakarta : Gramedia Pustaka Utama

Troiano, RP., Briefel, RR., Carroll, MD., Bialostosky, K. 2000. Energy and Fat Intakes of Children and Adolescents in the United States: Data from the National Health and Nutrition Examination surveys. *J.Am.Clin.Nutr.* 2(1): 1343-1353

Turkun M. 2003. Color Changes of Three Veneering Composite resin After Staining, Bleaching, and Polishing Procedure. Thesis. Turkey:Department of Restorative Dentistry and Endodontics University Turkey

William, JK., Cook, PA., Isaacson, KG., Thom, AR. 1995. *Fixed Orthodontic Appliances*. Alih bahasa : drg. Budi Susetyo. Jakarta:EGC

www.ada.org/en/science-research/ada-seal-of-acceptance/product-category-information/saliva-artificial

www.masterorganicchemistry.com/2015/02/02/opening-of-epoxides-with-acid/

www.orthodonticsproductonline.com

www.tocdental.com

Yip, HHY., Wong, RWK., Hagg, Urban. 2009. Complication of Orthodontic Treatment : Are Softdrinks A Risk Factor?. *J.World Orthod* 2009;10:33

Lampiran A. Hasil Pemeriksaan Ion Nikel yang Terlepas

9/28/2015 10:41 Page 1/1

Sample table: Concentration/content

Ni

Batch:

Customer order:

Sample ID/Fixed:

A: analysed sample O: original sample

No	Name	weight/g SV/mL	ASDF Pre-DF	Conc.	A: mg/L O: mg/L	Cl	SD	RSD/%	Rem
13	1	13	1.000	A: O:	0.1408 0.1408				
14	2	14	1.000	A: O:	0.08718 0.08718				
15	3	15	1.000	A: O:	0.09245 0.09245				
16	4	16	1.000	A: O:	0.6852 0.6852				
17	5	17	1.000	A: O:	0.5945 0.5945				
18	6	18	1.000	A: O:	0.02230 0.02230				
19	7	19	1.000	A: O:	0.07164 0.07164				
20	8	20	1.000	A: O:	0.01210 0.01210				
21	9	21	1.000	A: O:	0.1624 0.1624				
22	10	22	1.000	A: O:	0.2604 0.2604				
23	11	23	1.000	A: O:	0.2410 0.2410				
24	12	24	1.000	A: O:	2.126 2.126				
25	13	25	1.000	A: O:	2.276 2.276				>CAL >CAL
26	14	26	1.000	A: O:	2.311 2.311				>CAL >CAL
27	15	27	1.000	A: O:	2.108 2.108				
28	16	28	1.000	A: O:	2.111 2.111				

R. 28/9-15

Lampiran B. 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 NiTi round dengan diameter 0,016 inchi setara dengan 0,406 mm, sehingga dimensi kawat keseluruhan adalah $r = 0,203$ mm, $t = 116$ mm

$$\begin{aligned}\text{Luas permukaan sampel} &= 2(\pi r^2) + 2\pi r t \\ &= 2(3,14 \times 0,203^2) + 2 \times 3,14 \times 116 \\ &= 0,251 + 145,69 \\ &= 145,9 \text{ mm}^2 \\ \text{Volume minimal} &= 145,9 \times 0,2 \text{ ml} \\ &= 29,1 \text{ ml}\end{aligned}$$

Lampiran C. Penghitungan Waktu Perendaman

Dincer *et al.* menyatakan bahwa satu kali konsumsi soda membutuhkan waktu 5 menit, sehingga perhitungan konversi waktu 1 hari perendaman akan setara dengan konsumsi soda selama 288 hari didapatkan dari perhitungan menggunakan metode Turkun (2003) :

$$\frac{1 \text{ hari} \times 24 \text{ jam} \times 60 \text{ menit}}{5 \text{ menit}} = 288 \text{ hari}$$

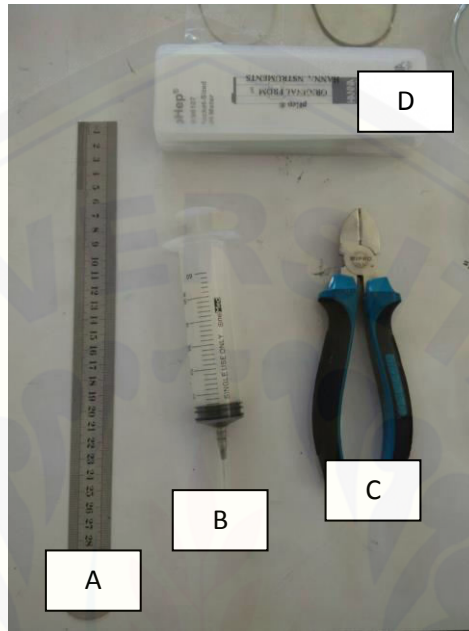
Sehingga apabila kawat NiTi dilakukan pergantian selama 6 minggu atau 42 hari, maka didapatkan perendama selama :

$$\frac{24 \text{ jam}}{x \text{ jam}} = \frac{288 \text{ hari}}{42 \text{ hari}}$$

$$x = 3,5 \text{ jam}$$

Lampiran D.Foto Alat dan Bahan Penelitian

Alat Penelitian



a. Penggaris b.Syringe c.Tang Potong d.pH meter



petridisk



inkubator



Pinset

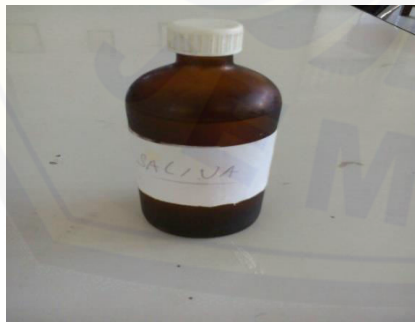


AAS



Gelas Ukur

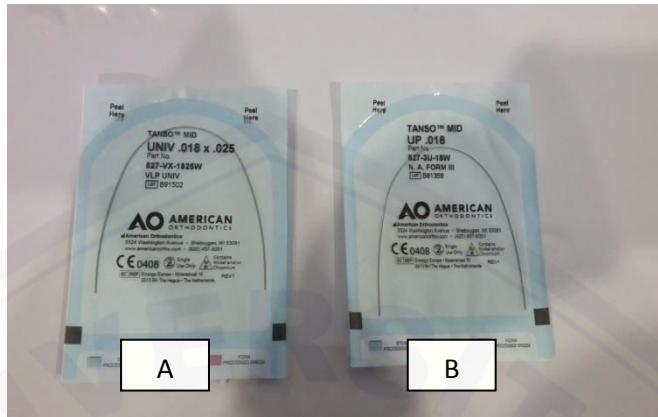
Bahan



Saliva Buatan

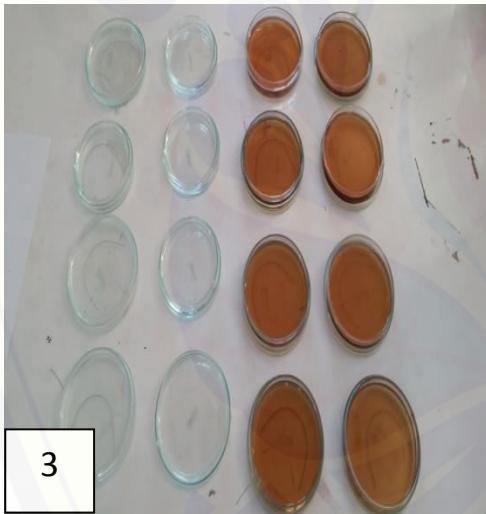
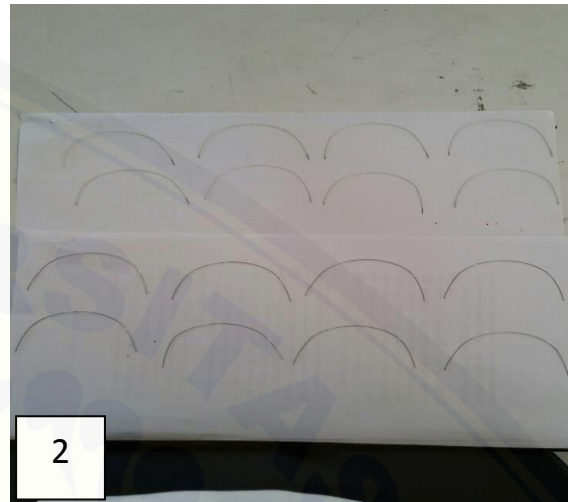


Minuman Berkarbonasi



a Kawat NiTi non coated b. Kawat NiTi *coated*

Lampiran E. Foto Penelitian



Keterangan:

1. Mengecek pH masing masing larutan
2. Memotong kawat sesuai ukuran
3. Merendam kawat dalam larutan uji yaitu saliva buatan dan campuran saliva buatan dan minuman berkarbonasi dalam petridisk
4. Menempatkan rendaman dalam inkubator selama 3,5 jam dengan suhu 37°C
5. Meniriskan kawat, kemudian larutan langsung ditempatkan pada tabung di dalam AAS dan disusun sesuai dengan nomor sampel uji
6. Membaca kandungan ion nikel yang terlepas menggunakan software WinAAS Ver: 3.17.0

F.Hasil Analisis Data

Uji Normalitas Kolmogrof Smirnov

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

		k1	k2	k3	k4
N		4	4	4	4
Normal Parameters ^{a,b}	Mean	.447563	2.201500	.175135	.219100
	Std. Deviation	.3901526	.1071961	.2807829	.0425928
Most Extreme Differences	Absolute	.284	.301	.394	.196
	Positive	.284	.301	.394	.166
	Negative	-.229	-.256	-.281	-.196
Kolmogorov-Smirnov Z		.568	.601	.788	.393
Asymp. Sig. (2-tailed)		.903	.862	.564	.998

a. Test distribution is Normal.

b. Calculated from data.

Uji Homogenitas Levene Test

Test of Homogeneity of Variances

Nilai

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
10.363	3	12	.001

Uji Beda *independent t test*

Group Statistics

kelompok	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
nilai 1	4	.447563	.3901526	.1950763
2	4	2.201500	.1071961	.0535980

Independent Samples Test

	Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						95% Confidence Interval of the Difference	
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper	
	Equal variances assumed	35.690	.001	-8.670	6	.000	-1.7539375	.2023055	-2.2489612	-1.2589138
Equal variances not assumed			-8.670	3.450	.002	-1.7539375	.2023055	-2.3527369	-1.1551381	

Group Statistics

	kelompok	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
nilai	3	3	.035347	.0318420	.0183840
	4	4	.219100	.0425928	.0212964

Independent Samples Test

	Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
								95% Confidence Interval of the Difference	
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper
nilai Equal variances assumed	.273	.623	-6.224	5	.002	-.1837533	.0295217	-.2596413	-.1078654
Equal variances not assumed			-6.531	4.985	.001	-.1837533	.0281338	-.2561396	-.1113671

