



UNIVERSITAS INDONESIA

**INOVASI BRAKET ORTODONTIK *STAINLESS STEEL* 17-4 PH
DENGAN METODE *INVESTMENT CASTING***

DISERTASI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Doktor

**TJOKRO PRASETYADI
1206199084**

**FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
PROGRAM DOKTOR ILMU KEDOKTERAN GIGI
JAKARTA
JULI 2017**

HALAMAN PERNYATAAN ORIGINALITAS

Disertasi ini adalah hasil karya saya sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar.

Nama : Tjokro Prasetyadi

NPM : 1206199084

Tanda Tangan :

Tanggal : 17 Juli 2017

HALAMAN PENGESAHAN

Disertasi ini diajukan oleh :
Nama : Tjokro Prasetyadi
NPM : 1206199084
Program Studi : Ilmu Kedokteran Gigi
Judul Tesis :

Inovasi Braket Ortodontik *Stainless Steel* 17-4 PH dengan Metode *Investment Casting*

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Doktor pada Program Studi Doktorat Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Indonesia.

DEWAN PENGUJI

Promotor : Prof. Bambang Irawan, drg., Ph.D (.....)
Ko-Promotor : Dr. Miesje K. Purwanegara, drg., SU., Sp.Ort(K) (.....)
: Prof. Dr. Ing. Ir. Bambang Suharno (.....)
Ketua Penguji : Dr. Haru Setyo Anggani, drg., Sp.Ort(K) (.....)
Anggota Penguji : Dr. Yosi Kusuma Eriwati, drg., M.Si (.....)
: Prof. Dr. Lindawati S. Kusdhany, drg., Sp.Pros(K) (.....)
: Endang Winiati Bachtiar, drg., M.Biomed., Ph.D (.....)
: Sugeng Supriadi, S.T., M.S.Eng., Ph.D (.....)

Ditetapkan di : Jakarta
Tanggal : 17 Juli 2017

UCAPAN TERIMA KASIH

Assalamualaikum Warahmatullahi Wabarakatuh,

Puji dan syukur saya panjatkan kepada Allah SWT, yang Maha Pengasih dan Maha Penyayang atas berkat dan rahmatNya kepada saya dan keluarga sehingga dapat menyelesaikan penulisan disertasi ini sebagai salah satu syarat untuk dapat menyelesaikan pendidikan di program Doktorat Ilmu Kedokteran Gigi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia. Salawat dan salam juga saya sampaikan kepada Nabi Muhammad SAW.

Pertama - tama saya persembahkan kepada kedua orang tuaku Dipl. Ing. Tjokro Supriadi dan Sri Watiningdyah, saya sangat bersyukur memiliki orang tua yang menjadi tauladan bagi kehidupan, membesarkan dan mendidik saya dalam kehidupan dan agama beserta kakak dan adik. Terima kasih atas rasa sayang dan doa yang selalu Papa Mama panjatkan kepada saya, oleh karena itu pencapaian yang saya peroleh untuk mendapatkan gelar Doktor, saya persembahkan untuk orang tua saya tercinta dan semoga Allah SWT selalu memberikan kesuksesan, kesehatan, serta kebahagiaan dunia dan akhirat untuk kedua orang tua saya. Kepada bapak mertua Prof (Riset) Dr. Ir. Mohammad Winugroho, M.Sc dan Ibu mertua dr. Sri Utami, M.Kes, terima kasih atas doa serta dukungan yang selalu dipanjatkan. Terima kasih telah turut membantu dalam menyelesaikan studi ini, semoga Allah SWT selalu memberikan kesuksesan, kesehatan, serta kebahagiaan dunia dan akhirat kepada Bapak dan Ibu.

Kepada istriku tercinta drg. Nurzarah Taqwaqomara Winugroho, Sp.Ort, atas rasa sayang, kesabaran, dorongan serta doa yang dipanjatkan untuk menyelesaikan studi ini. Terima kasih karena telah menjaga dan menemani anak-anak tercinta, mengingatkan untuk istirahat, ibadahku, semoga selalu dalam rahmat, ridho dan lindungan Allah SWT, bahagia di dunia dan akhirat. Kepada anak-anakku Tjokro Farros Abdurrahim dan Kayyisah Deeba Tjokro, terima kasih atas rasa sayang, pengertian dan dukungannya. Terima kasih telah menghadirkan khayalan-khayalan baru untuk Papa dan Mama, semoga kalian selalu dalam rahmat, ridho dan lindungan Allah SWT, bahagia dunia dan akhirat.

Kepada kakak-kakak dan adik-adikku Tjokro Utomo, B.B.M.; Yurika Triani, S.E.; Dyah Katinka Listijorini, S.Sn.; Pradipta Andamara, S.H.,LLM.; Salwan Hartono, dr.,Sp.B.,M.Sc.; Kalqin Alimi Qomara, dr.,Sp.M.,M.Sc.; Umran Usman, dr.,S.P.; Nurzamiatun Qomara, dr.; Mohammad Lukmanul Hakim Winugroho, dr. dan Nurul Fadila, S.E. atas doa dan dukungannya, serta bantuannya dalam menyelesaikan studi. Semoga selalu dalam rahmat, ridho dan lindungan Allah SWT, bahagia dunia dan akhirat.

Kepada yang terhormat Rektor Universitas Indonesia saat ini, Prof. Dr. Ir Muhammad Anis, M.Met dan mantan Rektor periode sebelumnya, Prof. Dr. der Soz. Gumilar Rusliwa Soemantri beserta wakil Rektor dan jajarannya yang telah menerima saya mengikuti program doktoral ini.

Terima kasih saya sampaikan kepada Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia Dr. Yosi Kusuma Eriwati, drg., MS., beserta Wakil Dekan I FKG UI, Dr. Corputty Johan, drg., Sp.BM(K), dan Wakil Dekan II FKG UI, Nurtami Soedarsono, drg., Ph.D, serta Manajer Pendidikan FKGUI, Dr. Sri Lelyati, drg., SU., Sp.Perio(K) atas bimbingan dan dukungan selama saya mengikuti pendidikan doktoral. Terima kasih juga saya sampaikan kepada mantan Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia, Prof. Bambang Irawan, drg., Ph.D, beserta jajarannya atas kesempatan belajar yang diberikan.

Rasa hormat saya, terima kasih dan penghargaan yang tidak terhingga saya sampaikan kepada Prof. Bambang Irawan, drg., Ph.D selaku pembimbing akademik, promotor dan penguji yang selalu memberikan saya semangat, kepercayaan, ruang dan kesempatan sebesar-besarnya untuk terus belajar, berinovasi dan mencari pengalaman baru saat-saat mengikuti konferensi di Hiroshima dan di Bali, semoga kerja sama multidisiplin ini terus terjalin. Rasa hormat saya, terima kasih dan penghargaan yang tidak terhingga saya sampaikan kepada Dr. Miesje Karmiati Purwanegara, drg., SU., Sp.Ort(K) selaku ko-promotor dan penguji yang turut memberikan semangat, doa, kepercayaan dan dengan penuh kesabaran dalam membimbing saya, semoga disertasi ini bermanfaat untuk Departemen Ortodonsi. Rasa hormat saya, terima kasih, dan penghargaan yang tidak terhingga saya sampaikan kepada Prof. Dr. Ing. Ir. Bambang Suharno selaku ko-promotor dan penguji, terima kasih atas bimbingan,

pengalaman, motivasi, antusiasme yang luar biasa yang diberikan terhadap penelitian ini. Terima kasih atas ijin yang diberikan untuk mahasiswa-mahasiswi yang turut berpartisipasi dalam penelitian ini.

Pada kesempatan ini saya juga mengucapkan terima kasih yang tulus kepada tim penguji yang terdiri dari: Dr. Haru Setyo Anggani, drg., Sp.Ort(K), Dr. Yosi kusuma Eriwati, drg., M.Si.; Prof. Dr. Lindawati S. Kusdhany, drg., Sp.Pros(K).; Ibu Endang Winiati Bachtiar, drg., M.Biomed., Ph.D.; Bapak Sugeng Supriadi, S.T., M.S.Eng., Ph.D atas kesediaannya memberikan saran dan menguji disertasi saya. Terima kasih atas pengalaman yang berharga, semangat, doa, dukungan yang diberikan di setiap kesempatan bertemu, serta asupan- asupan yang berharga untuk penulisan disertasi ini, semoga kerjasama multidisiplin ini terus terjalin.

Kepada yang terhormat Rektor Universitas Prof Dr. Moestopo (Beragama) Prof. Dr. Dr. Rudy Harjanto, S.Ikom, M.M., M.Sn serta para wakil rektor, Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Prof Dr. Moestopo (Beragama), Prof. Dr. Budiharto, drg., S.K.M., beserta Wakil Dekan I FKG Universitas Prof Dr. Moestopo (Beragama), Dr. Mirna Febriani, drg., M.Kes dan Wakil Dekan II FKG Universitas Prof Dr. Moestopo (Beragama), Ibu Herlia Nur Istindiah, drg., M.Si., Sp.Ort atas dukungan selama saya mengikuti pendidikan doktoral. Terima kasih juga saya sampaikan kepada mantan Dekan Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Prof. Dr. Moestopo (Beragama) Dr. Paulus Januar, drg., M.S. beserta jajarannya Ibu Ratih Widyastuti, drg., M.S., Sp.Perio dan Ibu Diah Indriastuti, drg., Sp.RKG(K) atas dukungan yang diberikan untuk program doktoral ini.

Kepada yang terhormat Ibu Krisnawati, drg., Sp.Ort(K) selaku Kepala Departemen Ortodonsi, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Indonesia, serta selaku Ketua Ikatan Ortodontis Indonesia, beserta seluruh staf terima kasih atas doa, bantuan dan dukungannya terhadap proses program doktoral ini, serta memberi ijin mahasiswa dan mahasiswi PPDGS untuk membantu jalannya promosi ini. Semoga disertasi ini bermanfaat untuk Departemen Ortodonsi, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Indonesia, maupun dunia Ortodonsi di Indonesia sehingga berkembang lebih pesat.

Pada kesempatan ini juga saya ingin mengucapkan terima kasih kepada pembimbing saya di Universitas Airlangga: Dr. Ida Bagus Narmada, drg., Sp.Ort.(K).; Bapak Jusuf Sjamsudin, drg., Sp.Ort.(K).; Prof. Thalca Hamid Agusni, drg., M.HPEd., Ph.D., Sp.Ort(K).; Dr. Irwadi Djaharuddin, drg., M.S., Sp.Ort(K).; Bapak Achmad Sjafei, drg., MS., Sp.Ort(K).; Ibu Ari Triwardhani, drg., M.Sc., Sp.Ort(K) dan Bapak Pambudi Rahardjo, drg., M.S., Sp.Ort(K).; Prof. Dr. Mieke Sylvia Margaretha Amiatun Ruth, drg., M.S., Sp.Ort(K) yang turut berperan serta dalam pendidikan ortodonsi sejak masa studi S1 kedokteran gigi di Universitas Airlangga.

Terima kasih saya ucapkan kepada Ibu Siti Triaminingsih, drg., M.T. selaku Ketua Departemen Ilmu Material kedokteran Gigi, beserta staf IMKG, FKG UI: Dr. Yosi Kusuma Eriwati, drg., M.Si.; Prof. Bambang Irawan, drg., Ph.D.; Dr. Mia Damayanti, drg., M.Pd.; Dr. Ellyza Herda, drg., M.Si.; Dr. Decky J. Indriani, drg., M.DSc.; (Alm) Bapak Andi Soufyan, drg., M.Kes.; Bapak Niti Matram, drg.; Bapak Ali Noerdin, drg., M.Kes., beserta Ibu Maryamah dan Mas Dudy Suryadi Soebawi, yang turut berperan serta dalam pendidikan ilmu material kedokteran gigi selama masa studi program doktoral, terima kasih atas bimbingannya, kesempatannya, keakrabannya selama ini. Semoga tali silaturahmi dan kerjasama multidisiplin ini terus terjalin.

Terima kasih saya ucapkan kepada Prof. Boy M. Bachtiar, drg., M.S., Ph.D. selaku Ketua Laboratorium Oral Biologi Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Indonesia, dan Ibu Endang Winiati Bachtiar, drg., M.Biomed., Ph.D selaku pembimbing pada penelitian uji sitotoksisitas dan *cell culture*. Terima kasih atas ijin dalam melakukan penelitian ini, kesabaran, keakraban, asupan-asupan yang berharga serta kesempatan untuk selalu berdiskusi, sehingga penelitian ini dapat berjalan dengan baik dan lancar, semoga kerjasama multidisiplin ini terus terjalin.

Terima kasih saya ucapkan kepada teman-teman sejawat di Departemen Ortodonsi Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Prof Dr. Moestopo (Beragama): Pricillia Priska Sianita, drg., M.Kes, Sp.Ort. selaku Kepala Departemen Ortodonsi; Herlia Nur Istindiah, drg., M.KG., Sp.Ort.; Belly Yordan, drg., Sp.Ort.; Albert S, drg., M.ScD., M.Orth., RCSEd., Sp.Ort.; Ibu Herlianti I, drg.;

Ibu Susiana Gunardi, drg.; Ayu Sukma, drg., Sp.Ort.; Evie Lamtiur Pakpahan, drg., Sp.Ort.; Mariska Dyah Isfandiari, drg., Sp.Ort.; Tuti Alawiyah, drg., M.Pd.; Nety Trisnawaty, drg., Ph.D.; Samson Peter Louis Alfredo, drg., Sp.Ort.; Paulus Maulana, drg., Sp.Ort., Ibu Marni dan Mas Dimas atas dukungan, perhatian, pengertian, berbagi tawa di ruang dosen dan bantuannya dalam mengemban tugas-tugas di kampus. Semoga semakin solid dan maju, serta semoga disertasi ini bermanfaat untuk Departemen Ortodonsi, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Prof Dr. Moestopo (Beragama).

Terima kasih yang dalam saya sampaikan juga kepada teman-teman program doktoral Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia angkatan 2012: Dr. Abdul latif, drg., Sp.BM(K); Fadly Jazaldi, drg., Sp.Ort.; Jeddy, drg., Sp.KGA.; Dr. Febrina Rahmayanti, drg., Sp.PM.; Dr. Chairunnisa Amarta, drg., Sp.BM.; Ratna Sekundariadewi, drg., Sp.Ort.; Dr. Armelia Sari Widyarman, drg., M.Biomed atas segala dukungan moral dan selalu hadir disaat dibutuhkan terima kasih atas kebersamaan, perhatian, dan doa yang telah dipanjatkan, semoga tali silaturahmi kita tetap terus terjalin.

Terima kasih saya ucapkan kepada Mahasiswa dan staf Fakultas Teknik Universitas Indonesia dari Departemen Metalurgi dan Material dan Departemen Mesin: Adam Septiyono Arlan, S.T, M.T.; Estaura Rahmandari, S.T.; Danang Widianto Muhammad, S.T.; Tito Winnerson Sitanggang, S.T., M.S.; Ade Gratia, S.T.; Husain Abdullah, S.T.; Mohammad Luthfan Togar, S.T.; Fauzan Faturrahman, S.T.; M Widyharto Ajiwibowo, Muhammad Rizki Fajar, Daud Abdussalam dan Teddy Heriyanto, Sefrika Tri Ayuningtyas, Tamie Widjaya, Lingga Pradinda Suharno, Tsaome Indah Susimah, Haekal Sena. Terima kasih saya ucapkan kepada Mba Dewi selaku asisten lab korosi, Mba Mita selaku asisten Lab Metalografi dan HST, serta Bapak Ahmad Ashari, S.T., MT selaku Menejer Teknis Pengujian CMPFA (*Center for Materials Processing and Failure Analysis*). Terima kasih atas bantuan dan kerjasamanya selama ini serta antusiasmenya terhadap riset ini. Kerja keras dan akselerasi semua yang terlibat sungguh luar biasa, semoga sukses selalu.

Penelitian ini tidak dapat berjalan baik tanpa bantuan teknis dari teman-teman di Laboratorium Oral Biologi FKG UI, oleh karena itu saya ingin

menyampaikan ucapan terima kasih kepada Dessy Sulistya Ashari, Maysaroh, Sheila Sutanto, Vivi, Asty, David sehingga penelitian ini berjalan dengan baik.

Terima kasih saya ucapkan yang sebesar-besarnya terhadap Bapak Gunawan Lukito, Bapak Iwan Lukito dan stafnya dari PT. Trieka Aimex atas kesempatan yang diberikan dalam melakukan proses *Investment Casting*, serta bantuan dari Ibu Suzanna Lumme dari PT. ALS untuk analisa *ion release* dan Mrs Xiau Yun dan mba Titis dari PT Vanadia Utama untuk uji SEM-EDX.

Terima kasih juga saya ucapkan kepada Ibu Emy Yunara dan staf administrasi Pendidikan S3 FKG UI, Bapak Asep Rachmat Hidayat, SIP., M.I.Kom., selaku Kepala Perpustakaan FKG UI, Bapak M. Enoh, Bapak Suryanto, Bapak M. Noh, atas bantuannya terhadap kelancaran proses program doctoral ini.

Ucapan terima kasih saya sampaikan kepada Direktorat Riset dan Pengabdian Masyarakat Universitas Indonesia yang telah mendanai penelitian ini melalui Program Hibah Penelitian Unggulan Perguruan Tinggi Universitas Indonesia tahun 2014 dan tahun 2015.

Akhirnya dengan segala kerendahan hati saya sampaikan rasa terima kasih kepada semua pihak yang telah membantu dalam pelaksanaan tugas belajar dan penelitian ini yang tidak dapat disebutkan satu persatu. Pada kesempatan ini saya juga menyampaikan permohonan maaf apabila terdapat kesalahan dalam perbuatan dan perkataan saya. Semoga Allah SWT membalas segala kebaikan yang berlipat ganda kepada saudara-saudara semua. Harapan saya, semoga disertai serta kerjasama multidisiplin ilmu ini dapat dikembangkan dan diaplikasikan kepada masyarakat, sebagai salah satu solusi dalam mewujudkan visi Kemenkes RI agar Indonesia menuju negara industri alat kesehatan tangguh di tahun 2035.

Jakarta, Juli 2017

Tjokro Prasetyadi

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

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

Nama : Tjokro Prasetyadi
NPM : 1206199084
Program Studi : Ilmu Kedokteran Gigi
Fakultas : Kedokteran Gigi
Jenis Karya : Disertasi

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

**Inovasi Braket Ortodontik *Stainless Steel 17-4 PH*
dengan Metode *Investment Casting***

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalty ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalih media/format-kan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan mempublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Jakarta
Pada tanggal : 17 Juli 2017

Yang menyatakan,

(Tjokro Prasetyadi)

ABSTRAK

Nama : Tjokro Prasetyadi
Program Studi : S3 Ilmu kedokteran Gigi
Judul : Inovasi Braket Ortodontik *Stainless Steel* 17-4 PH dengan Metode *Investment Casting*

Latar Belakang: Penelitian di Jakarta oleh Sinulingga tahun 2010 pada remaja usia 12-15 tahun menunjukkan nilai kebutuhan perawatan ortodontik sebesar 91,7%, namun alat kesehatan kedokteran gigi di Indonesia lebih dari 90 % masih diimpor, dan braket ortodontik yang beredar memiliki bentuk yang disesuaikan berdasarkan morfotipe Kaukasoid, sehingga tidak sesuai dengan karakter gigi orang Indonesia. Braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH memiliki kekerasan yang paling tinggi dan salah satu metode pembuatannya dapat dilakukan dengan metode *investment casting*. **Tujuan:** Berdasarkan pernyataan di atas, menjadi dasar untuk melakukan inovasi dan membuat braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH dengan metode *investment casting* **Metode:** Material braket dianalisis komposisinya dengan *XRF* dan *EDX*, mikrostruktur dengan mikroskop metalografi, kekerasan dengan *Microhardness Vickers*, laju korosi dengan *potensiodinamic testing* dan sitotoksitas dengan *MTT Assay*. Analisis material akan dibandingkan dengan dua braket impor, kemudian analisis aspek desain braket gigi seri pertama rahang atas yang sesuai dengan morfotipe Deuteromalayid dilakukan analisis *stress* dengan *software CAD/CAM*. Tahap selanjutnya melakukan analisis bentuk braket ortodontik hasil *investment casting* dengan Kaliper Digital, dan analisis friksi dengan *Instron 5900 Tensile test*. **Hasil:** Braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH memiliki komposisi, mikrostruktur, kekerasan, laju korosi, sitotoksitas material yang setara dengan braket impor. Braket ortodontik baru memiliki kekuatan *wing* yang lebih baik (15,89 MPa) daripada braket impor kategori *twin wing* dalam simulasi distribusi *stress* (21,47 MPa) serta memiliki friksi yang lebih rendah (1,17 N) daripada braket Synergy® (1,37 N). **Kesimpulan:** Braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH dapat dibuat di Indonesia dengan sifat material dan sifat mekanik yang setara dengan braket impor yang beredar di pasaran.

Kata Kunci: Inovasi Braket Ortodontik, *Stainless steel* 17-4 PH, *Investment Casting*.

ABSTRACT

Name : Tjokro Prasetyadi
Study Program : Ph.D. in Dental Science
Title : Innovation of Orthodontic Brackets 17-4 PH
Stainless Steel with Investment Casting Method

Background: A study in Jakarta by Sinulingga in 2010 in adolescents aged 12-15 years showed an orthodontic treatment needs score of 91.7%, however more than 90% of dental healthcare equipment in Indonesia is still imported, and the circulating orthodontic brackets are customized in accordance to the Caucasoid morphotype, hence it does not match the characteristic of Indonesian teeth. 17-4 PH stainless steel orthodontic bracket has the highest hardness and one of the manufacturing method can be done by investment casting method. **Objective:** Based on the statement above, it will be the foundation for innovation and create of orthodontic brackets 17-4 PH stainless steel with investment casting method. **Methods:** The bracket material compositions are analyzed with XRF and EDX, the microstructures with metallographic microscopy, hardness with Microhardness Vickers, corrosion rate with potentiodynamic testing, and cytotoxicity with MTT Assay. Material analysis will be compared with the two imported brackets, then the aspect analysis of the maxillary first incisors teeth bracket design that matched the Deuteromalayid morphotype is performed by stress analysis with CAD/CAM software. The next phase is to analyze orthodontic bracket shape from the investment casting result with Digital Caliper, while the friction analysis was done with Instron 5900 Tensile test. **Result:** The new 17-4 PH stainless steel orthodontic bracket has the composition, microstructure, hardness, corrosion rate, and material cytotoxicity that equivalent to the imported bracket. The new orthodontic bracket has a better wing strength (15,89 MPa) than the twin wing imported bracket category in the stress distribution simulation (21,47 MPa) and has lower friction (1.17 N) than the Synergy® bracket (1, 37 N). **Conclusion:** The 17-4 PH stainless steel orthodontic brackets can be manufactured in Indonesia with material properties and mechanical properties equivalent to the imported brackets on the market.

Keywords: Orthodontic Bracket Innovation, 17-4 PH Stainless Steel, Investment Casting.

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
LEMBAR PENGESAHAN.....	iii
UCAPAN TERIMA KASIH	iv
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI.....	x
ABSTRAK.....	xi
ABSTRACT	xii
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR.....	xvi
DAFTAR TABEL.....	xix
DAFTAR SINGKATAN.....	xx
DAFTAR ISTILAH.....	xxii
DAFTAR LAMPIRAN	xxiii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Pertanyaan Penelitian.....	8
1.3 Tujuan Penelitian	9
1.3.1 Tujuan Umum	9
1.3.2 Tujuan Khusus.....	9
1.4 Manfaat Penelitian	10
1.5 Orisinalitas Penelitian	11
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	12
2.1 Epidemiologi Maloklusi.....	12
2.2 Alat Kesehatan di Indonesia.....	13
2.3 Konsep Alat Kesehatan untuk Perawatan Ortodontik	15
2.3.1 Sejarah Material dan Desain Breket Ortodontik	16
2.3.2 Desain Breket Ortodontik dengan Karakteristik Morfotipe Indonesia	20
2.3.3 Desain Breket Ortodontik dengan Biomekanik di Lingkungan Biologis	23

2.3.4	Desain Breket Ortodonti dengan Ketahanan terhadap Gaya Friksi.....	26
2.3.5	Desain Breket Ortodontik dengan Pemilihan Material <i>Stainless Steel</i>	31
2.4	<i>Stainless Steel</i> 17-4 PH	37
2.4.1	<i>Heat Treatment</i> pada <i>Stainless Steel</i> 17-4 PH.....	37
2.4.2	Desain Breket Ortodontik dan terbentuknya biofilm .	41
2.4.3	Korosi pada Perawatan Ortodontik	42
2.5	<i>Investment Casting</i>	48
2.6	Kerangka Teori.....	53
BAB 3	KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS	58
3.1	Penelitian Tahap I	58
3.1.1	Konsep Penelitian Tahap I	58
3.1.2	Identifikasi Variabel.....	58
3.2	Penelitian Tahap II	59
3.2.1	Konsep Penelitian Tahap II	59
3.3	Hipotesis.....	60
3.3.1	Hipotesis Mayor	60
3.3.2	Hipotesis Minor.....	60
3.4	Identifikasi Variabel.....	61
3.5	Definisi Operasional	61
BAB 4	METODE PENELITIAN	64
4.1	Jenis Penelitian	64
4.2	Tempat dan Waktu Penelitian	64
4.3	Sampel.....	65
4.4	Subjek Penelitian	65
4.4.1	Besar sampel penelitian	65
4.4.2	Kriteria Inklusi	66
4.4.3	Kriteria Eksklusi.....	66
4.5	Bahan dan Alat Penelitian	66
4.6	Alir Penelitian.....	68
4.7	Cara Kerja	69
4.7.1	Analisis Komposisi Material.....	69

4.7.2	Analisis Mikrostruktur Material.....	69
4.7.3	Analisis Kekerasan Material	69
4.7.4	Analisis Laju Korosi Material dengan Metode Linear Polarisasi	70
4.7.5	Analisis Sitotoksisitas Material.....	71
4.7.6	Analisis <i>Stress</i> terhadap Inovasi Braket Ortodontik...	73
4.7.7	Proses Metode <i>Investment Casting</i>	75
4.7.8	Analisis Bentuk Braket Ortodontik dengan Metode <i>Investment Casting</i>	81
4.7.9	Analisis Friksi	84
4.8	Analisis Data	86
BAB 5	HASIL PENELITIAN.....	87
5.1	Hasil Penelitian Tahap 1.....	87
5.1.1	Hasil Analisis Komposisi Material Braket Ortodontik Baru	87
5.1.2	Hasil Analisis Mikrostruktur Material Braket Ortodontik Baru.....	88
5.1.3	Hasil Analisis Kekerasan Material Braket Ortodontik Baru	89
5.1.4	Hasil Analisis Laju Korosi Material Braket Ortodontik Baru.....	90
5.1.5	Hasil Analisis Sitotoksisitas Braket Ortodontik Baru	91
5.2	Hasil Penelitian Tahap 2.....	98
5.2.1	Hasil Simulasi Analisis <i>Stress</i> Desain Baru Braket Ortodontik.....	98
5.2.2	Hasil Analisis Bentuk Braket Ortodontik dengan <i>Investment Casting</i>	102
5.2.3	Hasil Analisis Friksi Desain Baru Braket Ortodontik dengan Material <i>Stainless Steel 17-4 PH.</i>	103
BAB 6	PEMBAHASAN.....	105
BAB 7	KESIMPULAN DAN SARAN.....	116
	DAFTAR REFERENSI.....	117

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Klasifikasi Desain Braket Ortodontik.....	17
Gambar 2.2	<i>Angle of Torque</i> (θ).....	19
Gambar 2.3	<i>Angulation</i> (α)	19
Gambar 2.4	<i>Bracket In – Out</i> (l_i).....	19
Gambar 2.5	<i>Slot dept</i> (d), <i>slot height</i> (h).....	20
Gambar 2.6	Persebaran Tiga Morfotipe.....	22
Gambar 2.7	Friksi timbul ketika dua benda berkontak dan bergeser satu dengan lainnya	26
Gambar 2.8	Friksi.....	27
Gambar 2.9	<i>Binding</i> : Lokasi terjadinya <i>Binding</i> pada daerah yang Dilingkari warna merah	28
Gambar 2.10	<i>Notching</i> : terjadi deformasi pada <i>archwire</i> yang Ditandai dengan lingkaran merah,membuat gigi tidak terkoreksi/tidak bergerak	28
Gambar 2.11	Lima Jenis Braket dengan Desain yang Berbeda	30
Gambar 2.12	Perbedaan Friksi yang Terjadi Terhadap Lima Jenis Braket yang Berbeda.....	30
Gambar 2.13a	Perbandingan Kemampuan Mekanik Jenis Material <i>Stainless Steel</i> Terhadap Pemberian <i>Force</i>	34
Gambar 2.13b	Perbandingan Kemampuan Mekanik Jenis Material <i>Stainless Steel</i> terhadap Pemberian Stress.....	35
Gambar 2.14	Grafik Perilaku <i>Aging</i> (Penuaan) dengan Variasi Waktu dan Suhu untuk <i>Stainless Steel</i> 17-4 PH.....	38
Gambar 2.15	Perbandingan Perlakuan <i>Heat Treatment</i> terhadap Kekerasan <i>Stainless Steel</i> 17-4 PH.....	39
Gambar 2.16	Mikrostruktur <i>Stainless Steel</i> 17-4 PH Sebelum (a) dan Sesudah (b) <i>Heat Treatment</i> dengan pembesaran 500x	40
Gambar 2.17	Gambaran Braket Ortodontik dengan <i>OCT</i>	41
Gambar 2.18	Analisis Gambaran OCT dengan <i>Image J Software</i> untuk melihat Kuantitas dari Biofilm pada Braket Ortodontik dengan Metode Ligatur yang Berbeda.....	42

Gambar 2.19	Perbedaan Laju Korosi pada Material <i>Stainless Steel</i> 17-4 PH dengan 17-4 PH yang diberi Perlakuan <i>Heat Treatment</i> serta 17-4 PH Hasil <i>Heat Treatment</i>	47
Gambar 2.20	Hasil Uji <i>SEM</i> Gambaran Korosi Pitting pada Sampel <i>Stainless Steel</i> 17-4 PH	48
Gambar 2.21	Hasil Scan 3D dari Model Gigi Pasien	49
Gambar 2.22	<i>Wax Pattern</i> dari Desain Braket dihasilkan oleh Mesin <i>Rapid Prototyping</i>	49
Gambar 2.23	<i>Sprue</i> dan <i>Runner</i> di dalam Tube	50
Gambar 2.24	Hasil <i>Casting</i> dan <i>Finishing</i>	50
Gambar 2.25	Mikrostruktur <i>Stainless Steel</i> 17-4 PH dengan <i>Investment Casting</i> ; b. <i>Stainless Steel</i> 17-4 PH dengan <i>Metal Injection Molding (MIM)</i>	51
Gambar 2.26	Proses <i>Metal Injection Molding (MIM)</i>	52
Gambar 2.27	Kerangka Teori	57
Gambar 3.1	Diagram Kerangka Konsep Tahap I	58
Gambar 3.2	Diagram Kerangka Konsep Penelitian Tahap II	59
Gambar 4.1	Diagram Alir Kerja	68
Gambar 4.2	Uji Kekerasan	70
Gambar 4.3	Uji Laju Korosi	71
Gambar 4.4	Uji Sitotoksisitas	73
Gambar 4.5	Hasil Simulasi Pertama	74
Gambar 4.6	Hasil <i>Investment Casting</i> Inovasi Braket Baru Ortodontik Tahap 1 Disertai <i>Ingate</i> yang Belum Dipotong (panah hitam)	75
Gambar 4.7	Simulasi Posisi <i>Ingate</i>	76
Gambar 4.8	Simulasi Berbagai Macam Posisi <i>Ingate</i>	76
Gambar 4.9	a. Cetakan <i>Base</i> dan b. Cetakan <i>Micro</i>	77
Gambar 4.10	a. Alat Injeksi Wax, b. Cetakan c. Proses Cetakan Diinjeksi, d. Hasil <i>Wax Pattern</i> Braket Ortodontik	77
Gambar 4.11	Simulasi Posisi <i>Sprue</i>	78
Gambar 4.12	<i>Shell Building</i> saat Proses <i>Investment Casting</i>	78
Gambar 4.13	Proses <i>Dewaxing</i> dan Cetakan <i>Ceramic</i>	79
Gambar 4.14	Proses <i>Casting</i>	79
Gambar 4.15	a. Hasil <i>Knock-Out</i> Secara Manual, b. Hasil <i>Knock-Out</i> dengan Bahan Kimia	80

Gambar 4.16	Braket Ortodontik yang sudah dilakukan <i>Cut-Off</i>	80
Gambar 4.17	Proses <i>Electropolishing</i>	81
Gambar 4.18	Perbandingan dari Kiri-Kanan: <i>Wax Pattern</i> , Braket Sebelum <i>Electropolishing</i> , Braket sesudah <i>Electropolishing</i> , dan Braket Impor.....	81
Gambar 4.19	Geometri Desain Baru Ortodontik Braket Tampak Samping	82
Gambar 4.20	Geometri Desain Baru Ortodontik Braket Tampak dari Belakang	82
Gambar 4.21	Geometri Desain Baru Ortodontik Braket Tampak dari Depan	83
Gambar 4.22	Desain untuk Uji Friksi terhadap Braket	85
Gambar 5.1	Gambaran Mikrostruktur Braket Ortodontik	88
Gambar 5.2	Gambaran Uji <i>SEM</i> dengan Perbesaran 21x, Sampel Braket Ortodontik Baru	92
Gambar 5.3	Hasil Uji <i>SEM</i> dengan Perbesaran 21x, Sampel Braket Ortodontik Gemini®.....	93
Gambar 5.4	Hasil Uji <i>SEM</i> dengan Perbesaran 21x, Sampel Braket Ortodontik <i>Synergy</i> ®.....	94
Gambar 5.5	Persentase Viabilitas Sel pada setiap Kelompok Perendaman	98
Gambar 5.6	Hasil Simulasi Analisis <i>Stress</i> Desain Braket Gemini®	99
Gambar 5.7	Inovasi Braket Ortodontik Baru: Ciri Khas 1 dan 2	100
Gambar 5.8	Hasil Simulasi: Analisis <i>stress</i> Desain Baru Braket Ortodontik,	101
Gambar 5.9	Hasil uji <i>SEM</i> Geometri Casting dan Hasil Casting Desain Baru Braket Ortodontik	102

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Gambaran Peralatan Kesehatan Gigi yang Sudah Diproduksi dan yang Belum Diproduksi oleh Industri di Indonesia.....	15
Tabel 2.2	Ukuran Maksimal Jarak Mesio Distal Gigi di Rahang Atas dan Bawah pada Laki-laki dan Wanita dengan Morfotipe Deuteromalayid dari Jawa serta Morfotipe Kaukasoid	23
Tabel 2.3	Perbedaan Unsur Cu Sebelum dan Sesudah <i>Heat Treatment</i> pada Analisis EDX	40
Tabel 4.1	Data Artifisial Saliva pH 7 Metode AFNOR yang dipakai sebagai Larutan Perendaman	71
Tabel 4.2	Geometri Desain Baru Braket ortodontik Produk Tampak dari Samping	82
Tabel 4.3	Geometri Desain Baru Braket ortodontik tampak dari Belakang	83
Tabel 4.4	Geometri Desain Baru Braket Ortodontik Tampak dari Depan	83
Tabel 5.1	Komposisi Kimia Sampel Braket Ortodontik (Wt%).....	87
Tabel 5.2	Perbedaan Kekerasan antara Tiga kelompok Braket Ortodontik	89
Tabel 5.3	Perbedaan Kekerasan antar Kelompok Braket Ortodontik	90
Tabel 5.4	Perbedaan Laju Korosi Ketiga Kelompok Braket Ortodontik..	90
Tabel 5.5	<i>Ion Release</i> Sampel Braket Ortodontik di dalam <i>Artificial Saliva</i>	91
Tabel 5.6	Nilai Viabilitas Sel pada Uji Sitotoksisitas	95
Tabel 5.7	Perbedaan Viabilitas Sel antara Kelompok Braket Ortodontik	96
Tabel 5.8	Besarnya Distribusi <i>Stress</i> pada Braket Baru dan Braket Gemini®	101
Tabel 5.9	Perbedaan Geometri Braket Ortodontik Baru dengan Gemini®	102
Tabel 5.10	Perbedaan Geometri Hasil <i>Casting</i> Desain Braket Baru Ortodontik.....	103
Tabel 5.11	Perbedaan Friksi Ketiga Kelompok Braket Ortodontik	103
Tabel 5.12	Perbedaan Friksi antara Kelompok Braket Ortodontik	104

DAFTAR SINGKATAN

Alkes	:	Alat kesehatan
<i>AISI</i>	:	<i>American Iron and Steel Institute</i>
<i>AE</i>	:	<i>Auxiliary Electrode</i>
<i>AAO</i>	:	<i>American Association of Orthodontics</i>
BPS	:	Badan Pusat Statistik
<i>BI</i>	:	<i>Binding</i>
<i>CNC</i>	:	<i>Computer Numerical Control</i>
Cr	:	<i>Chromium/Kromium</i>
Co	:	<i>Cobalt/ kobalt</i>
Cu	:	<i>Copper/ Tembaga</i>
Cr ₂ O ₃	:	Kromium Oksida
<i>CAD/CAM</i>	:	<i>Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing</i>
<i>EDX</i>	:	<i>Energy Dispersive X-ray spectroscopy</i>
<i>F_E</i>	:	<i>Effecive Force</i>
<i>F_A</i>	:	<i>Applied Force</i>
<i>F_F</i>	:	<i>Frictional Force</i>
<i>F_N</i>	:	<i>Normal Force</i>
<i>FR</i>	:	<i>Friction</i>
<i>HaCat</i>	:	<i>The Human immortalized Keratinocyte Cell Line</i>
IOTN	:	<i>Index of Orthodontic Treatment Need</i>
IKPO	:	Indikator Kebutuhan Perawatan Ortodontik
IPAK	:	Izin Penyalur Alat Kesehatan
Infarkes	:	Informasi kefarmasian dan alat kesehatan
<i>ISO</i>	:	<i>International Organization for Standardization</i>
JKN	:	Jaminan Kesehatan Nasional
LS Pro	:	lembaga Sertifikasi Produk
MEA	:	Masyarakat Ekonomi Asean
<i>MIM</i>	:	<i>Metal Injection Molding</i>
<i>M_C</i>	:	<i>The Moment of the Couple</i>
<i>M_F</i>	:	<i>The Moment of the Force</i>
Mo	:	Molibdenum
<i>MIC</i>	:	<i>Microbiology Influenced Corrosion</i>
<i>NO</i>	:	<i>Notching</i>

Ni	:	<i>Nickel/Nikel</i>
<i>OCT</i>	:	<i>Optical Coherence Tomography</i>
<i>OP</i>	:	<i>Optical Density</i>
<i>RS</i>	:	<i>Resistance to Sliding</i>
<i>RE</i>	:	<i>Reference Electrode</i>
SNI	:	Standarisasi Nasional Indonesia
<i>SEM</i>	:	<i>Scanning Electron Microscopy</i>
<i>SW</i>	:	<i>Steel Wire</i>
<i>SL</i>	:	<i>Self Ligating</i>
<i>WHO</i>	:	<i>World Health Organization</i>
<i>WE</i>	:	<i>Working Electrode</i>
<i>XRF</i>	:	<i>X-Ray Fluoresence</i>
17-4 PH	:	<i>17-4 Precipitation Hardening</i>
μ	:	Koefisien Friksi

DAFTAR ISTILAH

Uji Sitotoksitas

Salah satu tes evaluasi biologis yang menggunakan sel jaringan lunak secara *in vitro*. Tes ini digunakan untuk mengamati pertumbuhan sel, reproduksi sel dan perubahan morfologi sel yang disebabkan oleh peralatan medis. Sitotoksitas lebih disukai sebagai uji coba awal dan merupakan indikator yang penting untuk evaluasi toksisitas perangkat medis karena sederhana, cepat, memiliki sensitivitas tinggi dan dapat menyelamatkan hewan dari toksisitas. Tiga jenis uji sitotoksitas dinyatakan dalam *International Organization for Standardization (ISO) 10993-5*, yaitu melalui Extract, kontak langsung dan tes kontak tidak langsung.

Distribusi Stress

Distribusi tegangan yang terjadi pada material dan struktur yang dikenakan gaya.

Friksi

Resistensi terhadap pergeseran ketika satu benda bergerak secara berlawanan dengan permukaan atau benda yang lain.

Normal force (F_N)

Gaya tegak lurus yang bekerja pada dua permukaan yang saling berkontak.

Koefisien Friksi (μ)

Suatu koefisien atau suatu yang konstan pada permukaan material tertentu, yang tergantung pada tekstur kekasaran, atau kekerasan dari permukaan tersebut.

Frictional Force (F_F)

Friksi yang dihasilkan oleh koefisien friksi (μ) dikalikan dengan *Normal Force* (F_N), untuk menghasilkan suatu pergeseran suatu benda maka *force* yang diaplikasikan/*Applied Force* (F_A) harus lebih besar dibandingkan dengan *Frictional Force* (F_F).

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1	Hasil Analisis Kekerasan Material Braket Ortodontik.....	122
Lampiran 2	Hasil Statistik Uji Laju Korosi Material Braket Ortodontik	124
Lampiran 3	Hasil Statistik Uji Sitotoksisitas Material Braket Ortodontik	126
Lampiran 4	Hasil Statistik Uji Friksi Braket Ortodontik.....	129
Lampiran 5	Gambar Hasil <i>SEM</i> Sampel Breket Ortodontik Baru	131
Lampiran 6	Gambar Hasil <i>SEM</i> Sampel Breket Ortodontik Gemini®	132
Lampiran 7	Gambar Hasil <i>SEM</i> Sampel Breket Ortodontik <i>Synergy</i> ®	133

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Data epidemiologi kasus maloklusi di masyarakat menunjukkan nilai kebutuhan akan perawatan ortodontik yang sangat tinggi. Ortodontik sendiri adalah ilmu yang bertujuan untuk mengembalikan fungsi gigi geligi berdesakan yang akan menimbulkan masalah fungsi kunyah dan penampilan yang kurang baik, menurut penelitian pada tahun 2003 dengan memakai *Index of Orthodontic Treatment Need (IOTN)* pada usia 12-13 tahun di daerah Jakarta menunjukkan bahwa kebutuhan akan perawatan ortodontik sebesar 43,8%,¹ lalu pada tahun 2004 di daerah Jakarta Selatan sebesar 49,4% dengan indeks yang sama.² Penelitian di Jakarta Timur, tahun 2010 pada remaja usia 12-15 tahun menggunakan Indikator Kebutuhan Perawatan Ortodontik (IKPO) menunjukkan nilai kebutuhan perawatan ortodontik sebesar 91,7%, dari jumlah tersebut 62,7% bersedia menjalani perawatan.³ Hal ini menggambarkan adanya kebutuhan yang tinggi akan perawatan serta pengetahuan dan kesadaran yang cukup baik untuk menjalani perawatan ortodontik. Data-data tersebut di atas menunjukkan pasar yang potensial untuk industri peralatan medis khususnya untuk perawatan ortodontik meskipun data-data diatas hanya mewakili sebagian wilayah DKI Jakarta yang memiliki jumlah penduduk sebanyak 9.607.787 juta jiwa.⁴ Data tersebut dapat memberikan gambaran terhadap seluruh penduduk Indonesia karena wilayah DKI Jakarta memiliki tingkat migrasi penduduk dari luar daerah yang tinggi yaitu sebesar 4.285.280 juta jiwa.⁴ Indonesia memiliki tiga (3) morfotipe populasi yaitu Protomalayid, Deuteromalayid, Dayakid dan hidup berdampingan terutama di Jakarta yang tingkat migrasinya tinggi,⁵ sehingga kemungkinan terjadinya maloklusi dan kebutuhan akan perawatan ortodontik sangat besar.

Alat medis kedokteran gigi di Indonesia selama ini masih diimpor dari luar negeri. Surat keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 1415/MENKES/SK/X/2005 tentang Kebijakan Pelayanan Kedokteran Gigi

Keluarga yang menyatakan bahwa sumber daya obat dan perbekalan kesehatan gigi dan instrumen hampir semuanya masih diimpor dari luar negeri dan dipasok oleh agen penjualan/pebisnis swasta sehingga untuk kondisi ini perlu upaya standarisasi alat kesehatan.⁶ Sesuai UU nomor 36 tahun 2008 tentang kesehatan, pada pasal 94 menyatakan bahwa pemerintah pusat dan pemerintah daerah wajib menjamin alat serta obat kesehatan gigi dan mulut, dalam rangka memberikan pelayanan kesehatan gigi dan mulut yang aman dan terjangkau oleh masyarakat.⁷

Indonesia merupakan populasi terbesar ke-4 di dunia, data tahun 2015 sensus penduduk Indonesia berdasarkan bank dunia menunjukkan peningkatan hingga 257.563.815 juta jiwa⁸, sehingga sesuai dengan undang-undang di atas maka permintaan alat kesehatan (alkes) sangatlah besar, serta terbukanya pasar ekspor dengan adanya Masyarakat Ekonomi Asean (MEA). Lebih dari 90 % alkes masih diimpor, sedangkan pasar alkes nasional memiliki pertumbuhan tinggi hingga 12%/tahun.⁹ Dukungan dari pemerintah terhadap industri alat kesehatan merupakan momentum yang baik karena regulasi produksi dan distribusi program Jaminan Kesehatan Nasional (JKN) akan meningkatkan kebutuhan alat kesehatan yang berkesinambungan. Berdasarkan rencana Kemenkes RI agar Indonesia menuju negara Industri Alat Kesehatan tangguh di tahun 2035, maka tindakan yang semestinya dilakukan yaitu meningkatkan mutu sarana produksi alat kesehatan, meningkatkan jumlah dan jenis alkes dalam negeri, terpenuhinya kebutuhan alkes dalam negeri melalui industri dalam negeri, mengurangi ketergantungan impor, mendorong investasi alkes, dan meningkatkan ekspor alat kesehatan.⁹

Tujuan pengembangan industri alat kesehatan yaitu: menjamin ketersediaan alat kesehatan sebagai upaya peningkatan pelayanan kesehatan dalam rangka JKN, meningkatkan daya saing industri alat kesehatan di dalam negeri dan untuk ekspor, mendorong penguasaan teknologi dalam bidang alat kesehatan dan meningkatkan kemandirian alat kesehatan.⁹ Sementara alat kesehatan seperti braket ortodontik yang banyak beredar dipasaran tanpa terkontrol standarisasinya sehingga membuat harga yang bervariasi dari yang murah sampai yang mahal. Kebutuhan yang tinggi dan keinginan masyarakat

untuk mendapatkan perawatan ortodontik yang murah dimanfaatkan oleh pihak yang tidak berkompeten.

Perawatan ortodontik dapat menggunakan alat lepasan dan alat cekat, kedua alat ini digunakan sesuai dengan indikasi kasus yang dihadapi. Perkembangan ilmu ortodontik sendiri telah berkembang dengan pesat, untuk alat lepasan terbatas pada kasus-kasus sederhana, sedangkan alat cekat dapat digunakan untuk kasus-kasus yang lebih rumit. Salah satu komponen yang penting dalam perawatan ortodontik alat cekat adalah braket ortodontik. Braket yang melekat pada gigi sebagai penerima tekanan dari *archwire* saat masuk ke dalam slotnya.^{10, 11}

Modifikasi desain braket telah banyak dilakukan dan klasifikasinya dibagi berdasarkan: lebar braket, slot braket, material, jenis pergerakannya pada gigi dan metode mengikatnya terhadap kawat gigi, semua ini bertujuan untuk memperoleh pergerakan gigi yang optimal dan sesuai dengan apa yang diinginkan oleh peneliti-peneliti terdahulu. Penting bagi para ortodontis untuk senantiasa mencari inovasi teknologi material dan desain braket ortodontik sehingga pergerakan gigi yang ditimbulkan oleh adanya kombinasi braket dan *archwire* dapat dikembangkan dengan baik.¹² Braket ortodontik sendiri memiliki tiga tipe material yaitu: *stainless steel* (logam), keramik, dan plastik. Jenis material *stainless steel* paling banyak digunakan karena keunggulan dalam kekuatan mekanik dan harga yang lebih ekonomis bila dibandingkan dengan plastik dan keramik. Braket berbahan keramik memiliki beberapa kelemahan, seperti: kerusakan enamel saat proses pelepasan braket dari gigi dan sering terjadi fraktur terutama pada bagian *wing* di braket. Braket berbahan plastik memiliki beberapa kelemahan seperti mudah terjadi distorsi dan perubahan warna. Kedua jenis braket tersebut memiliki kekuatan friksi yang besar bila dibandingkan dengan braket *stainless steel*.^{13, 14} Material *stainless steel* pun memiliki beberapa klasifikasi yang mempengaruhi sifat-sifat mekanisnya dan ketahanan korosinya, maka pemilihan jenis *stainless steel* sebaiknya disesuaikan dengan lingkungan mulut serta beban mekanik yang akan diterimanya.¹⁴ Selain jenis materialnya, perkembangan desain braket memberi pengaruh yang signifikan terhadap bidang ortodontik.¹²

Pemilihan material dan desain yang tepat sangat berperan sesuai pernyataan Flores *et al* (1994) yang menyebutkan pada penelitiannya bahwa dari lima tipe material braket yang berlainan desain dan jenis *stainless steel* memiliki perbedaan kekuatan setelah mendapatkan tekanan dan tarikan dari *archwire*. Hasil penelitian tersebut menunjukkan bahwa braket ortodontik dengan material *stainless steel* 17-4 PH (*Precipitation Hardening*) memiliki kekuatan yang paling baik dalam menerima *force* dan *stress* dibandingkan material yang lain seperti *stainless steel* 310, 316L, 303 SE. Jika braket mudah mengalami deformasi yang permanen akibat *force* yang diberikan oleh *archwire*, maka gerakan yang diinginkan tidak akan tercapai dan perawatan ortodontik menjadi lebih lama. Oleh sebab itu dibutuhkan karakteristik braket ortodontik yang memiliki ketahanan terhadap terjadinya deformasi.¹¹

Hal yang turut menjadi perhatian lain adalah kemungkinan terjadinya korosi pada braket yang terbuat dari material *stainless steel*. Korosi dapat terjadi akibat proses kimia dan lingkungan rongga mulut serta proses fisik akibat tekanan pada *archwire* yang dimasukkan ke dalam slot atau jenis *archwire* yang berbeda bahannya. Braket *stainless steel* mengandung ion nikel dan kromium yang berdasarkan penelitian terdahulu memiliki pengaruh dalam menimbulkan reaksi alergi terhadap beberapa pasien. Pemilihan material yang memiliki ketahanan korosi perlu menjadi perhatian, sehingga dapat diketahui apabila ion-ion nikel maupun kromium yang terlepas akibat reaksi kimia dengan lingkungan mulut masih dalam kapasitas yang aman bagi manusia. Lingkungan mulut seperti bakteri, saliva serta pola makan setiap individu memiliki pengaruh terhadap terjadinya korosi di samping akibat tekanan atau gesekan kawat gigi.¹⁵ *Stainless steel* 17-4 PH memiliki kadar nikel yang rendah serta memiliki sifat mekanik yang baik, kadar nikel yang rendah ini dapat mengurangi risiko terjadinya alergi dan sifat mekanik yang baik memberikan kemampuan terhadap *stress* yang diberikan oleh *archwire* terhadap slot braket selama perawatan ortodontik. Bahkan dalam produksi braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH dapat ditingkatkan sifat mekanik dan ketahanan korosinya dengan perlakuan *heat treatment*.¹⁶⁻¹⁸

Berdasarkan klasifikasi luas braket, jenis braket ortodontik dengan *wing* yang berbentuk *regular twin* dan braket yang lebar memiliki kekuatan menerima

tekanan lebih besar dibandingkan *wing* pada jenis braket yang lain.¹¹ Berdasarkan klasifikasi tipe pergerakan gigi, braket ortodontik berkembang menjadi braket dengan kombinasi slot braket dengan sudut inklinasi dan angulasi berdasarkan morfotipe Kaukasoid, sehingga tidak disesuaikan dengan karakter gigi orang Indonesia. Kombinasi slot ini berfungsi untuk meminimalisasi tekukan *archwire* untuk mencapai hasil perawatan yang baik.¹⁰

Halim pada tahun 2003 telah meneliti sudut inklinasi dan angulasi yang normal pada ras Deuteromalayid yang merupakan kelompok terbesar di Indonesia dan melihat keefektifan serta efisiensi alat cekat yang sudah dibuat berdasarkan data tersebut pada perawatan kasus maloklusi kelas 1 dengan gigi anterior berdesakan. Hasil analisis penelitian ini memberi kesimpulan bahwa angulasi, inklinasi dan kontur vertikal semua gigi pada ras Deuteromalayid dan ras Kaukasoid menunjukkan perbedaan yang bermakna. Braket ortodontik yang dibuat berdasarkan ras Deuteromalayid menunjukkan lebih efisien dan efektif digunakan dibandingkan dengan braket ras Kaukasoid setelah di observasi selama 12 bulan. Braket yang berdasarkan ras Deuteromalayid terbukti lebih cepat selesai dalam perawatan kasus maloklusi kelas I dengan gigi anterior berjejal dianalisis keberhasilan perawatan berdasarkan penilaian subjek, orang tua pasien dan operator.¹⁹

Pembuatan braket ortodontik apabila ditinjau dari aspek manufakturnya memiliki berbagai macam metode yaitu dengan cara *milling/machining*, *Metal Injection Molding (MIM)* dan *investment casting*. Masing-masing metode memiliki kelebihan dan kekurangannya. Cara *milling* atau *machining* membutuhkan teknologi berupa mesin *Computer Numerical Control (CNC)* yaitu mesin yang menggunakan program komputer dengan lima *axis* sehingga mampu memproduksi dalam jumlah yang banyak dan nilai keakuratan yang tinggi pada dimensinya. Metode *Metal Injection Molding (MIM)*, merupakan metode yang sesuai untuk produksi secara massal, sedangkan metode *investment casting* sesuai untuk produksi braket ortodontik yang *customized*.^{20, 21} Metode *investment casting* ini masih digunakan di luar negeri untuk produksi braket ortodontik lingual yang desainnya sederhana dan *customized* disesuaikan dengan gigi pasien secara individual, salah satu contohnya yaitu produk *Incognito®* dari 3M, USA.²²

Berdasarkan beberapa pernyataan di atas, braket berbahan *stainless steel* 17-4 PH merupakan material yang unggul dibandingkan dengan material yang lain, selain ekonomis, bahan ini memiliki kekuatan mekanik yang dibutuhkan untuk perawatan,¹⁴ namun selama ini masih banyak diimpor dan tidak diketahui kualitasnya karena belum ada standar nasional yang menjadi acuan beredarnya braket tersebut. Buletin informasi kefarmasian dan alat kesehatan (Infarkes) pada tahun 2015 menunjukkan bahwa semua alat kesehatan tidak dapat dipisahkan dari ISO 13485 yaitu suatu pengakuan terhadap sistem manajemen mutu pabrik yang telah mampu menghasilkan alat kesehatan dan layanan terkait yang secara konsisten memenuhi persyaratan regulasi serta memfasilitasi harmonisasi persyaratan regulasi alat kesehatan dan ISO 14971 mengenai manajemen risiko alat kesehatan, serta perlunya Izin Penyalur Alat Kesehatan (IPAK).²³

Apabila Pabrik alat kesehatan ingin mendapatkan pengakuan bahwa mutu produk kesehatan tersebut sudah sesuai ketentuan Standarisasi Nasional Indonesia (SNI) maka Langkah selanjutnya adalah pengajuan untuk penilaian kesesuaian/pensertifikasi produk ke lembaga Sertifikasi Produk (LSPro), apabila pabrik tersebut sudah lulus uji laboratorium maka produk tersebut akan mendapatkan hak untuk mencantumkan SNI. Berdasarkan data dari Badan Standarisasi Nasional sampai saat ini belum ada produk braket ortodontik yang memiliki nomor SNI. Ketentuan tersebut berlaku secara universal baik kepada produk yang diproduksi di dalam negeri maupun produk impor yang masuk ke dalam pasar domestik. Namun pemberlakuan SNI oleh kementerian Kesehatan belum diwajibkan karena belum tersedianya labotarium uji dan Lembaga Sertifikasi Produk (LSPro) lingkup alat kesehatan yang terakreditasi.²³

Penelitian ini memfokuskan pada inovasi braket ortodontik dengan material *stainless steel* 17-4 PH, yang pembuatannya dilakukan di Indonesia dengan metode *investment casting*. Idealnya sebuah braket ortodontik yang diproduksi memiliki nilai-nilai positif, diantaranya yaitu meliputi biokompatibilitas di lingkungan mulut, harga yang ekonomis, sifat modulus elastisitas yang tinggi, ketahanan korosi yang tinggi, tidak mengandung sifat magnet, tidak ada friksi antara interaksi braket dan *archwire*, memiliki kekuatan dan kekerasan yang sesuai, ketahanan terhadap stain dan perubahan warna dalam

lingkungan mulut, tidak mudah menempelnya plak, serta sesuai dengan persepsi estetik dari pasien.²⁴ Berdasarkan nilai-nilai positif yang diharapkan, maka pada penelitian ini akan dilakukan dalam dua tahapan eksperimental laboratorik, tahap pertama yaitu dengan menganalisis material *stainless steel* 17-4 PH dari aspek komposisi, mikrostruktur, kekerasan, laju korosi dan sitotoksitasnya.

Tahap yang kedua yaitu menganalisis aspek desain braket gigi seri pertama rahang atas yang sesuai dengan karakteristik sebagian besar orang Indonesia yaitu morfotipe Deuteromalayid disertai spesifikasi slot 0,022 inci dengan *angle of torque* (θ) 0° dan *angulation* (α) 0° . Data dari penelitian Myrtha (2010) yaitu karakteristik mesiodistal gigi seri pertama rahang atas dari morfotipe Deuteromalayid menjadi inspirasi pembuatan jarak mesial distal desain braket ortodontik.²⁵ Aspek lain yang menjadi inspirasi yaitu aspek besar kecilnya geometri braket ortodontik, pernyataan Flores *et al.* (1994) pada penelitiannya menyimpulkan bahwa desain braket ortodontik yang lebar lebih mampu mendistribusikan *force* ke bidang yang lebih luas, sehingga mengurangi terjadinya *stress*.¹¹ Inovasi braket ortodontik ini diharapkan mampu mengakomodasi penerimaan *force* dari *archwire* apabila ditinjau dari aspek analisis *stress*nya seperti yang terjadi pada penelitian Flores *et al.* Tahap selanjutnya melakukan proses *investment casting* berdasarkan hasil analisis *stress* terhadap desain sebelumnya, lalu hasil braket dianalisis aspek bentuknya dan dilanjutkan dengan menganalisis aspek friksi braket tersebut terhadap pergeseran *archwire*. Friksi yang minimal bertujuan untuk meminimalisasi resorpsi pada akar, dan membuat kontrol *force* yang diberikan menjadi optimal, serta mencegah efek berhentinya pergerakan gigi.²⁶ Penelitian ini tidak menguji inklinasi dan angulasinya, namun menitikberatkan terhadap pemilihan material dan desain braket dalam menerima *stress* dan friksi dari *archwire*.

Analisis komposisi, mikrostruktur, kekerasan, laju korosi, sitotoksitas material, serta friksi dari desain braket ortodontik yang baru akan dibandingkan dengan dua kelompok braket ortodontik impor yang mengandung material *stainless steel* 17-4 PH sebagai kontrol penelitian ini. Kelompok yang pertama adalah Synergy® (RMO, USA) yang memiliki desain khas pada braketnya atau disebut braket ortodontik non konvensional serta merupakan produk penjualan

yang tertinggi dari salah satu distributor di Indonesia, yang kedua yaitu braket Gemini® (3M, USA) yang memiliki desain braket dengan *twin wing* dan termasuk golongan braket ortodontik yang lebar dan konvensional, merupakan penjualan nomor urut kedua dari salah satu distributor di Indonesia. Khusus untuk analisis *stress* pada desain hanya membandingkan dengan braket ortodontik impor Gemini® (3M, USA).

Bentuk kerjasama penelitian ini akan melibatkan tenaga ahli di bidang ortodontik, bidang dental material, bidang *oral biology*, bidang teknik material dan metalurgi serta teknik mesin untuk merealisasikan produk yang berkualitas. Penelitian ini juga diharapkan dapat mewujudkan kolaborasi infrastruktur antara tenaga ahli dari bidang-bidang multidisiplin yang terlibat. Hasil penelitian braket ortodontik ini akan terus berkembang dan menjadi salah satu alat kesehatan yang dapat segera dirasakan manfaatnya bagi masyarakat.

1.2 Pertanyaan Penelitian

Berdasarkan uraian di atas disusun pertanyaan penelitian sebagai berikut:

- 1.2.1 Bagaimana perbedaan komposisi material braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan material braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia?
- 1.2.2 Bagaimana perbedaan mikrostruktur material braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan material braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia?
- 1.2.3 Bagaimana perbedaan aspek kekerasan material braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan material braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia?
- 1.2.4 Bagaimana perbedaan aspek laju korosi material braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan material braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia?
- 1.2.5 Bagaimana perbedaan aspek sitotoksitas material braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan material braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia?

- 1.2.6 Bagaimana perbedaan simulasi kemampuan inovasi braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dalam menerima *stress* dengan braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia?
- 1.2.7 Bagaimana perbedaan bentuk hasil *investment casting* inovasi braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan desain braket baru ortodontik ?
- 1.2.8 Bagaimana perbedaan aspek ketahanan friksi antara inovasi braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH dengan metode *investment casting* terhadap braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia?

1.3 Tujuan Penelitian

Berdasarkan latar belakang masalah yang telah diuraikan di atas, maka penelitian ini mempunyai tujuan yaitu:

1.3.1 Tujuan Umum

Melakukan inovasi dan membuat braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH dengan metode *investment casting*, dengan persyaratan aspek material yang meliputi komposisi, mikrostruktur, kekerasan, laju korosi, dan sifat sitotoksik yang baik, dan aspek bentuk yang memiliki kemampuan menerima *stress* dan friksi yang setara braket ortodontik yang ada di pasaran Indonesia.

1.3.2 Tujuan Khusus

- 1.3.2.1 Menganalisis perbedaan komposisi material braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan material braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia.
- 1.3.2.2 Menganalisis perbedaan mikrostruktur material braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan material braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia.
- 1.3.2.3 Menganalisis perbedaan aspek kekerasan material braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan material braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia.

- 1.3.2.4 Menganalisis perbedaan aspek laju korosi material braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan material braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia.
- 1.3.2.5 Menganalisis perbedaan aspek sitotoksitas antara material braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan material braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia.
- 1.3.2.6 Menganalisis simulasi kemampuan dalam menerima *stress* antara inovasi braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia.
- 1.3.2.7 Menganalisis perbedaan bentuk inovasi braket baru ortodontik *stainless steel* 17-4 PH hasil metode pembuatan *investment casting* dengan desain braket baru ortodontik.
- 1.3.2.8 Menganalisis perbedaan aspek friksi antara inovasi braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan braket ortodontik impor yang beredar di pasaran Indonesia.

1.4 Manfaat Penelitian

- 1.4.1 Manfaat bagi keilmuan di bidang ortodontik: terbuka peluang untuk melakukan inovasi dalam merekayasa desain alat ortodontik yang berpengaruh positif terhadap sistem perawatan ortodontik.
- 1.4.2 Manfaat bagi institusi Pendidikan: meningkatkan kolaborasi penelitian multidisiplin antara bidang kedokteran gigi, bidang teknik metalurgi dan material dan bidang teknik mesin serta bidang oral biologi dalam menghasilkan suatu produk alat kesehatan.
- 1.4.3 Manfaat bagi keilmuan di bidang teknik: menghasilkan inovasi dalam merekayasa material dan merancang alat fabrikasi untuk alat-alat kesehatan.
- 1.4.4 Manfaat bagi Ortodontis: mendapatkan pilihan dalam menggunakan media desain braket ortodontik yang baru dan ikut berperan serta dalam memberikan saran demi kemajuan braket ortodontik produksi dalam negeri.

- 1.4.5 Manfaat bagi masyarakat: memperoleh perawatan ortodontik dengan media yang lebih baik, serta memberi pengaruh terhadap efisiensi perawatan ortodontik dan keamanan alat tersebut untuk kesehatan tubuh.

1.5 Orisinalitas Penelitian

- 1.5.1 Menghasilkan inovasi braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH yang setara dengan standar braket impor yang beredar di pasaran, baik dalam aspek **komposisi, mikrostruktur, kekerasan, laju korosi dan sitotoksitas material**
- 1.5.2 Menghasilkan inovasi braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH yang setara dengan standar braket impor yang beredar di pasaran, baik dalam aspek **analisis stress, analisis bentuk braket ortodontik hasil investment casting, serta analisis friksi.**

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Epidemiologi Maloklusi

Kebutuhan akan perawatan ortodontik masyarakat Indonesia meningkat dalam beberapa tahun terakhir, kebutuhan ini sesuai dengan pertumbuhan ekonomi berdasarkan data angka rasio gini dari Badan Pusat Statistik (BPS) dari bulan maret (0,41 *poin*) hingga bulan september (0,40 *poin*) tahun 2015, yaitu sebesar 0,01 *poin*. Data tersebut menunjukkan meningkatnya pendapatan masyarakat dan menurunnya jumlah orang miskin. Republik Indonesia menurut UUD'45 memiliki tujuan bernegara untuk memajukan kesejahteraan umum, maka dapat tercapai salah satunya apabila pertumbuhan ekonomi yang meliputi barang dan jasa produksi nasional ditingkatkan.²⁷ Studi epidemiologi memberikan informasi tentang prevalensi maloklusi dan kebutuhan sosial akan perawatan ortodontik, dimana pada *dental public health worldwide* maloklusi merupakan urutan ketiga prevalensi yang tertinggi selain gigi berlubang dan kelainan periodontal. Banyak data mengenai maloklusi dari etnik-etnik yang berbeda, data-data ini dapat memberikan informasi mengenai penyebab terjadinya maloklusi dan masalah lain yang terkait.

Beberapa survei pengambilan data berdasarkan metode yang berbeda di Indonesia, tepatnya di Jakarta telah dilakukan, seperti berikut. Pribadi pada tahun 2003 dengan indeks *IOTN (Index of Orthodontic Treatment Need)*, melakukan penelitian pada remaja usia 12-13 tahun di Sekolah lanjutan tingkat pertama (SLTP) di Jakarta Pusat dengan hasil bahwa tingkat kebutuhan perawatan ortodontik sebesar 43,8%.¹ Lamtiur pada tahun 2004 melakukan penelitian dengan indeks yang sama, diketahui kebutuhan perawatan ortodontik pada remaja SLTP usia 12-13 tahun di Jakarta Selatan sebesar 49,4%.²

Indeks maloklusi yang dikembangkan oleh Hoesin pada tahun 2007 yaitu indeks IKPO (Indeks Kebutuhan Perawatan Ortodontik), memiliki perhatian terhadap latar belakang kondisi fisik dan psikis orang Indonesia. Alat ukur ini memiliki tiga (3) komponen yaitu komponen kesadaran, pengetahuan, kesediaan. Dari ketiga komponen tersebut yang merupakan kontribusi terbesar adalah

komponen pengetahuan, sehingga penting untuk meningkatkan pengetahuan anak-anak. Sinulingga pada tahun 2010 menggunakan indeks ini untuk melihat nilai kebutuhan perawatan ortodontik pada remaja awal yang berusia 12-15 tahun di Jakarta Timur yaitu sebesar 91,7% dan dari persentase tersebut yang bersedia menjalani perawatan ortodontik 62,7% atau sejumlah 69 orang. Dari 84 orang yang berpengetahuan, 55 orang diantaranya bersedia menjalani perawatan ortodontik. Hasil ini menggambarkan kebutuhan perawatan ortodontik yang tinggi disertai pengetahuan dan kesadaran yang cukup baik untuk bersedia menjalani perawatan ortodontik.³

2.2 Alat Kesehatan di Indonesia

Data profil pelayanan kesehatan gigi dan mulut di Indonesia tahun 2014 yang ditulis oleh Direktorat Bina Upaya Kesehatan Kementerian Kesehatan RI memiliki Kebijakan bahwa kesehatan sangat bermanfaat bagi kebutuhan sumber daya manusia yang produktif secara sosial dan ekonomi, maka pembangunan kesehatan harus diselenggarakan dengan prinsip perikemanusiaan, pemberdayaan dan kemandirian serta adil dan merata pengutamakan dan manfaatnya. Semua kebijakan itu mempunyai satu tujuan agar tercapai derajat kesehatan masyarakat yang maksimal, sesuai UU nomor 36 tahun 2008 tentang kesehatan, pada pasal 94 menyatakan bahwa pemerintah pusat dan pemerintah daerah wajib menjamin ketersediaan tenaga, fasilitas pelayanan, alat dan obat kesehatan gigi dan mulut dalam rangka memberikan pelayanan kesehatan gigi dan mulut yang aman dan terjangkau oleh masyarakat.

Tujuan kebijakan pelayanan kesehatan gigi dan mulut yaitu terwujudnya peran serta daerah dalam pemenuhan kebutuhan sarana, prasarana dan meningkatnya kemandirian pelayanan dan status kesehatan gigi dan mulut, serta meningkatkan penelitian dan pengembangan dalam bidang kesehatan gigi dan mulut. Sasaran kebijakan pelayanan kesehatan gigi dan mulut adalah meningkatnya kualitas pelayanan kesehatan gigi dan mulut secara bermakna di fasilitas kesehatan. Penelitian ini pun seiring dengan strategi yang dituliskan oleh kebijakan pelayanan kesehatan gigi dan mulut yaitu mendorong pemenuhan sarana prasarana dana, dan sumber daya manusia yang mendukung pelayanan.⁷

Kondisi pasar alat kesehatan Indonesia yaitu total nilai ekspor adalah 165 juta dolar sedangkan total nilai impor adalah 750 juta dolar. Data KEMENKES alat kesehatan (alkes) yang teregistrasi sejumlah 37.400 unit dan sarana produksi alkes sebanyak 195 serta sarana distribusi alkes sejumlah 1985. Barang ekspor lebih berat dibandingkan berat barang impor apabila dilihat dari beratnya,, namun nilai *Free on Board* nya lebih besar barang impor karena produk barang ekspor lebih banyak berupa *hospital furniture* atau masih dalam kategori *low tech* sehingga memiliki nilai jual yang rendah. Data dari Kemenkes RI menyatakan bahwa industri dalam negeri yang memproduksi peralatan gigi hingga saat ini sejumlah 10 perusahaan. Ada hal-hal yang menjadi perhatian mengapa industri alat kesehatan nasional harus sungguh-sungguh dikembangkan. Indonesia merupakan populasi terbesar ke-4 di dunia sehingga permintaan alkes sangatlah besar serta terbukanya pasar ekspor dengan adanya Masyarakat Ekonomi Asean (MEA). Kenyataannya lebih dari 90% alkes masih diimpor, sedangkan pasar alkes nasional memiliki pertumbuhan yang tinggi hingga 12%/tahun. Dukungan dari pemerintah terhadap industri alat kesehatan merupakan momentum yang baik karena regulasi produksi dan distribusi program Jaminan Kesehatan Nasional (JKN) akan meningkatkan kebutuhan alat kesehatan yang berkesinambungan.

Tersedianya Sumber Daya Manusia unggulan di Indonesia akan dapat mewujudkan alat kesehatan yang dibutuhkan di Indonesia. Rencana Kemenkes RI agar Indonesia menuju negara produsen industri alat kesehatan tangguh di tahun 2035, maka tindakan yang semestinya dilakukan yaitu meningkatkan mutu sarana produksi alat kesehatan, meningkatkan jumlah dan jenis alkes dalam negeri, terpenuhinya kebutuhan alkes dalam negeri melalui industri dalam negeri, mengurangi ketergantungan impor, mendorong investasi alkes, meningkatkan ekspor alat kesehatan. Tujuan pengembangan industri alat kesehatan yaitu: menjamin ketersediaan alat kesehatan sebagai upaya peningkatan pelayanan kesehatan dalam rangka JKN, meningkatkan daya saing industri alat kesehatan di dalam negeri dan untuk ekspor, mendorong penguasaan teknologi dalam bidang alat kesehatan dan meningkatkan kemandirian alat kesehatan.⁹ Tabel 2.1 menunjukkan beberapa alat kesehatan gigi yang sudah diproduksi di Indonesia, tampak bahwa braket ortodontik belum termasuk dalam daftar alat kesehatan yang

sudah diproduksi di Indonesia juga belum menjadi fokus alat kesehatan yang belum diproduksi sehingga perlu diperhatikan.

Tabel 2.1 Gambaran Peralatan Kesehatan Gigi yang sudah diproduksi dan yang belum diproduksi oleh Industri di Indonesia⁹

Alat Kesehatan di Indonesia			
No	Sudah diproduksi	No	Belum diproduksi
1	<i>Dental unit</i>	1	<i>Atraumatic Restorative Treatmen (ART)</i>
2	<i>Hand Sanitizer</i>	2	Bein Lurus
3	<i>Dental Intraoral camera</i>	3	Bor Intan (<i>Diamond Bur Assorted</i>)
4	Surgical Apparel	4	<i>Polishing Bur</i>
5	<i>Examination Gloves</i>	5	Ekskavator Berujung Dua
6	Tensimeter	6	Gunting Operasi Gusi
7	<i>Bone Graph</i>	7	<i>Handpiece Contra Angle</i>
8	Benang Bedah	8	<i>Handpiece Straight</i>
9	Pembersih tubuh <i>disposable</i>	9	Kaca Mulut Datar
10	<i>Nitrile examination gloves</i>	10	<i>Cryer Distal, Cryer Mesial</i>
11	Jarum suntik	11	Periodontal <i>Probe</i>
12	<i>Examination Lamp</i>	12	Skeler Standar
		13	Sonde lengkung, sonde lurus
		14	Tang gigi
		15	Skalpel

2.3 Konsep Alat Kesehatan untuk Perawatan Ortodontik

Tingginya tingkat kebutuhan alat kesehatan serta kebutuhan akan perawatan ortodontik di Indonesia, maka diperlukan suatu solusi untuk mengatasi masalah tersebut yaitu memulai untuk membuat alat kesehatan ortodontik. Perawatan ortodontik merupakan salah satu bidang kedokteran gigi yang terus berkembang, baik dari segi desain alat pendukung, teknologi material, serta teknik biomekaniknnya. Perawatan ini dapat dilakukan dengan alat lepasan dan alat cekat, namun dalam kasus yang kompleks serta membutuhkan pergerakan gigi seperti *tipping* dan *bodily*, dapat dilakukan oleh alat ortodontik cekat. Salah satu komponen alat cekat yang paling penting adalah braket, karena braket adalah sebuah media yang digunakan untuk menghantarkan gaya oleh *archwire* agar gigi bergerak ke arah yang diinginkan.^{11, 14}

Penelitian dibutuhkan dalam menitikberatkan pada pembuatan braket ortodontik dengan metode *investment casting* dengan memperhatikan berapa hal

yaitu sejarah braket ortodontik, desain braket ortodontik, pemilihan material, metode pembuatan braket dengan *investment casting*, serta sitotoksisitas.

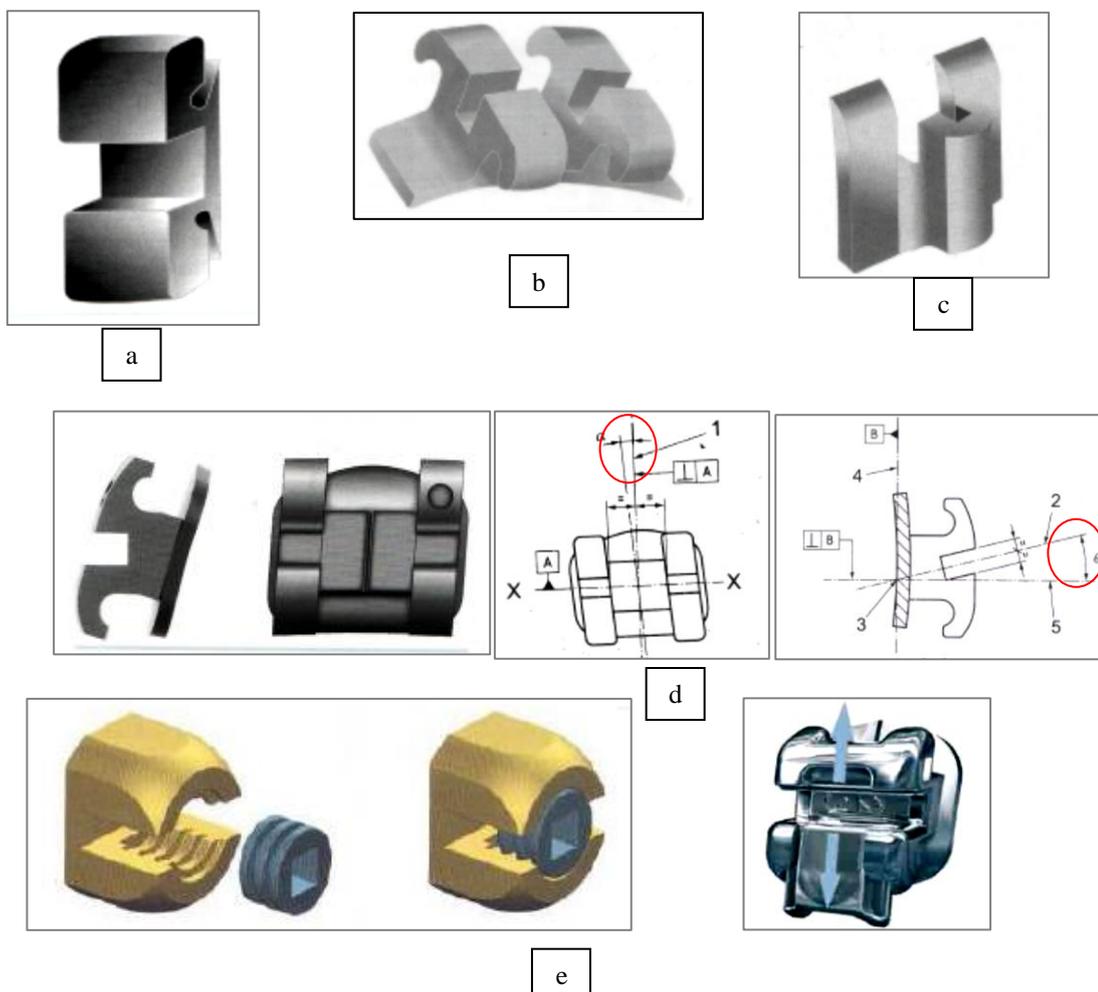
2.3.1 Sejarah Material dan Desain Braket Ortodontik

Braket ortodontik berbahan metal telah dikembangkan sejak tahun 1909, kemudian pada tahun 1963 Cohen dan Silverman memproduksi braket berbahan plastik dan pada tahun 1987 braket berbahan keramik mulai diperkenalkan. Namun braket berbahan keramik memiliki kelemahan seperti: kerusakan enamel waktu pelepasan braket dari gigi, pecahnya lapisan enamel terhadap *silane coating* pada basis braket, dan fraktur pada *wing* braket akibat keramik yang bersifat *brittle*. Begitu pula dengan braket berbahan plastik yang mulai populer sejak tahun 1990, meskipun lebih aman saat *debonding* tetapi braket berbahan plastik memiliki beberapa kekurangan yaitu: perubahan warna dan mengalami deformasi terhadap aplikasi *torque*.^{13,14} Braket ortodontik yang terbuat dari metal yang mendekati ideal dan paling sering digunakan dalam perawatan ortodontik cekat, braket berbahan metal mayoritas terbuat dari bahan *stainless steel*.¹⁴

Tahun 1900 adalah era dimana Angle secara profesional menjadi pioner dalam metalurgi modern dan ortodontik modern. Emas, platinum, silver, baja, karet, vulkanit, zinc dari perunggu telah digunakan selama periode tersebut, namun pertemuan *American Association of Orthodontics (AAO)* 1931 menyatakan bahwa paduan emas terlalu mahal, maka sudah sejak awal tahun 1930 *stainless steel* diperkenalkan untuk pembuatan braket. Negara Jerman, Inggris, dan Amerika pada perang dunia pertama mengembangkan jenis austenitik, martensitik dan feritik *stainless steel*. Ortodontis seperti Begg, Wilcox dan Brusse turut berperan dengan perkembangan braket *stainless steel*, sehingga pada tahun 1960 pembuatan braket *stainless steel* secara umum sudah diterima.²⁸

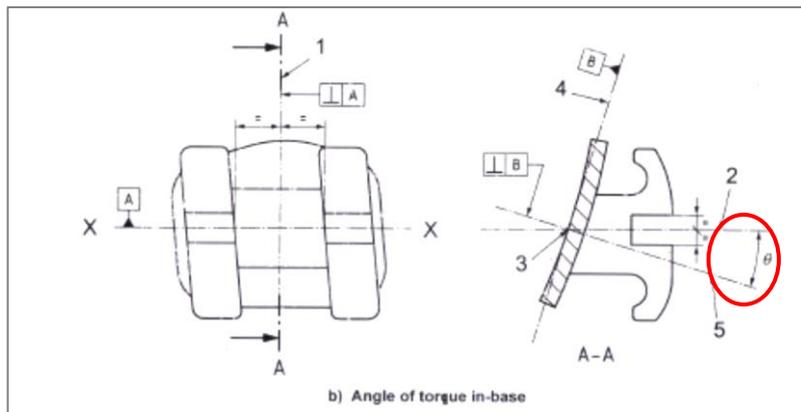
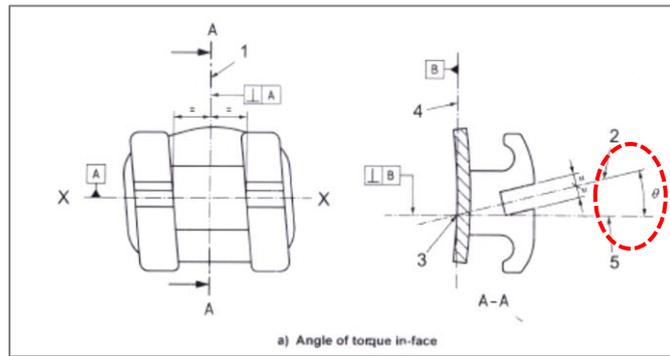
Ada beberapa ortodontis yang banyak berperan dalam perkembangan braket ortodontik dengan memperhatikan desain, seperti pada tahun 1925 Angle E menjadi inisiator pembuatan braket yang pertama kali yaitu Edgewise *appliance* (Gambar 2.1a), sekitar tahun 1940 Paul R Begg dengan braket Beggnya (Gambar 2.1 b), tahun 1952 Brainerd F Swain dengan desain *twin* braketnya (Gambar 2.1 c), Jarabak pada awal abad ke 20 memiliki konsep desain braket dengan istilah

“*building treatment into appliance*”, lalu pada tahun 1960 saat pertemuan AAO, Jarabak dan Fizzell mendemonstrasikan braket pertama yang memiliki desain kombinasi *torque* dan angulasi. Dua belas tahun setelah itu pada tahun 1972 Andrew LF melakukan inovasi dari apa yang dilakukan Jarabak dengan mempelajari 120 model studi dari pasien yang letak gigi geliginya normal dan tidak dirawat ortodontik. Andrew menemukan pada model studi tersebut enam karakteristik yang selalu ada, dan mengambil pengukuran setiap sudut yang membentuk lekukan pada *archwire* berupa *in* dan *out*, *tip*, *torgue* dari mahkota klinis sebagai referensi. Berdasarkan referensi tersebut dibuatkan bentuk sudut angulasi (α) dan sudut torque (θ) ke dalam slot braket yang kemudian disebut dengan istilah *prescription* atau braket *preadjusted* (Gambar 2.1d).¹³

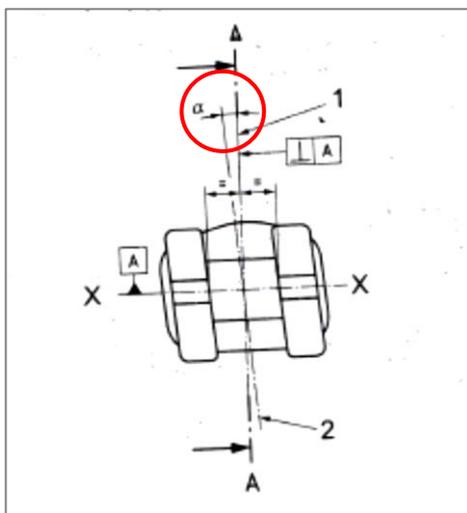


Gambar 2.1 Klasifikasi Desain Braket Ortodontik: a.Braket *Edgewise*, b. Braket *Twin*, c. Braket *Begg*, d. Braket *Preadjusted* (Tanda Lingkaran Merah merupakan Sudut Angulasi (α) dan Sudut *Torque* (θ) pada Slot Braket, e. Braket *Self Ligating* ¹³

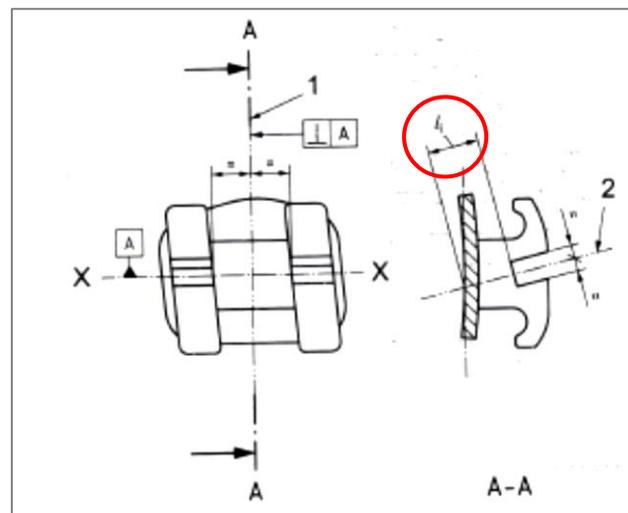
Popularitas braket *preadjusted* Andrews, mengakibatkan banyak perusahaan manufaktur menciptakan pengembangan *prescription* yang berbeda-beda, seperti penemuan dari Roth RH, Ricketts RM, Alexander WRG, dan Mc Laughlin, Bennett dan Trevisi.²⁹ Penggunaan braket *preadjusted* menunjukkan bahwa tujuan akhir perawatan yang ingin dicapai tidak selalu dapat diselesaikan hanya dengan *straight wire* namun perlu ditambahkan *wire bending* untuk mencapai hasil yang ideal. Ada jenis braket selain desain yang disebutkan di atas, yaitu desain braket *self ligating* (Gambar 2.1e), desain ini perpaduan antara braket *preadjusted* dan sistem ligatur yang menggunakan *slide* atau klip untuk mengikat *archwire* ke dalam *slot* braket. Ide ini sebenarnya sudah mulai diperkenalkan sejak pertengahan tahun 1930 oleh Stolzenberg dan dikembangkan terus oleh banyak ortodontis hingga tahun 2004. Kelebihan dari braket ini adalah friksi yang lebih ringan oleh *archwire* dan slot braket, waktu perawatan yang lebih cepat, rasa sakit pasien lebih berkurang serta lebih higienis. Data-data tersebut diatas lebih banyak dari sisi marketingnya sehingga masih perlu dikaji kembali. Perawatan ortodontik yang efisien merupakan hasil proses mekanik dan faktor biologis, sedangkan pergerakan gigi secara biologis adalah hal yang kompleks dan memiliki koordinasi yang tinggi meliputi aktivitas sel, molekuler dan genetik, sehingga setiap individu memiliki variasi yang berbeda.³⁰ Keterangan-keterangan di atas menunjukkan dalam pembuatan desain braket ortodontik ada beberapa bagian yang umum untuk diperhatikan menurut International Standard (ISO) 27020 tahun 2010. Bagian-bagian tersebut diantaranya adalah *angle of torque* (θ), *angulation* (α), *bracket in – out* (l_i), *slot*, *slot dept* (a), *slot height* (h) (Gambar 2.2- 2.5).³¹



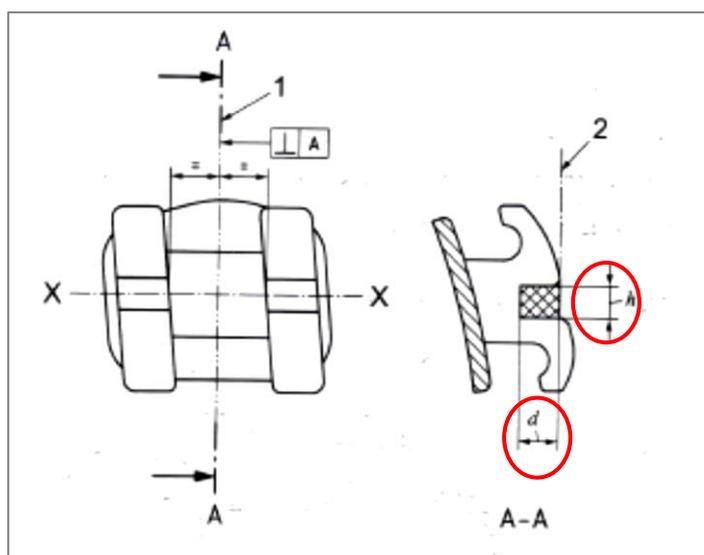
Gambar 2.2 Angle of Torque (θ)³¹



Gambar 2.3 Angulation (α)³¹



Gambar 2.4 Bracket In - Out (l_i)³¹



Gambar 2.5 Slot dept (d), Slot Height (h)³¹

2.3.2 Desain Braket Ortodontik dengan Karakteristik Morfotipe Orang Indonesia

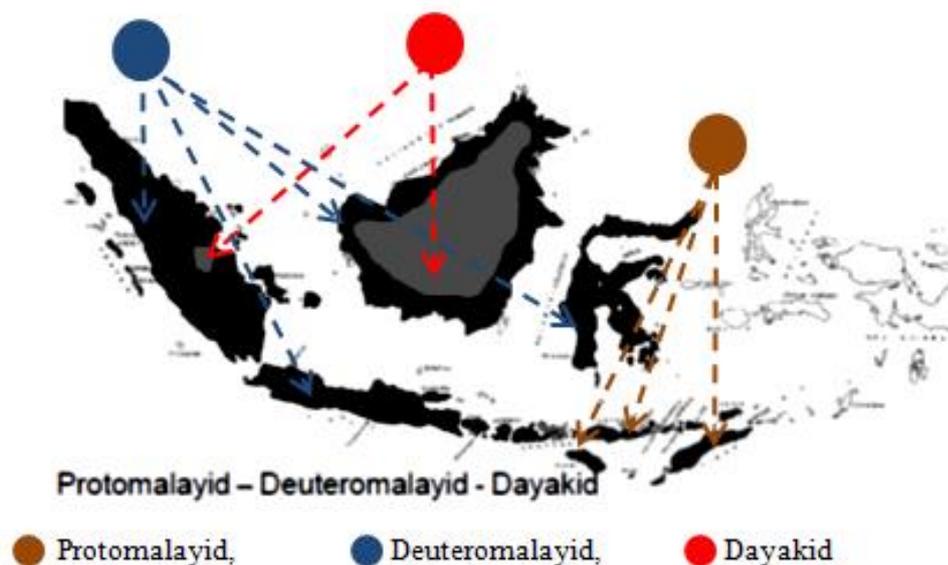
Sebuah penelitian yang telah dilakukan pada tahun 2005 oleh Halim menunjukkan perbedaan yang bermakna pada angulasi, inklinasi, kontur vertikal mahkota gigi mulai dari gigi molar pertama kiri sampai dengan gigi molar pertama kanan rahang atas dan rahang bawah antara ras Deuteromalayid dengan ras Kaukasoid. Ras Deoteromalayid pada dasarnya mempunyai inklinasi gigi anterior yang lebih protrusif, dan mandibula cenderung prognatik pada ras Kaukasoid. Perawatan ortodontik pada ras Deoteromalayid jika dilakukan dengan menggunakan angulasi dan inklinasi gigi ras Kaukasoid maka hasilnya menjadi tidak seperti yang diinginkan.¹⁹ Penelitian ini tidak menitikberatkan pada hasil perawatan ortodontik tetapi lebih kepada dasar fisika dan mekanik yang terjadi apabila suatu desain braket ortodontik disesuaikan dengan karakteristik gigi orang Indonesia. Braket tetaplah hanya sebuah alat atau medianya, tetapi bagaimana ortodontis melakukan proses mekanik adalah yang menghasilkan gaya atau *force* terhadap gigi. Karakteristik morfotipe orang Indonesia akan sangat berhubungan apabila dikaitkan dengan luas penampang yaitu mahkota gigi yang menerima gaya atau *force* dari perawatan kawat gigi ini. sesuai dengan apa yang dinyatakan oleh Flores *et al.* bahwa apabila besarnya desain suatu braket sesuai dengan ukuran

gigi maka *force* yang diberikan akan menyentuh area yang luas dan akibatnya dapat meminimalisasi *stress* pada gigi maupun pada braket ortodontik.¹¹ Hal ini akan dijelaskan lebih lanjut pada sub bab hubungan desain braket dengan biomekanik yang terjadi pada perawatan ortodontik.

Berdasarkan konsep di atas maka akan menjadi lebih ideal apabila karakteristik gigi orang Indonesia menjadi aspek yang diperhatikan sehubungan dengan beredarnya produk impor yang tentunya tidak disesuaikan, hal ini berhubungan dengan banyaknya variasi bentuk anatomi gigi setiap individu. Sekilas akan disampaikan gambaran dari penduduk yang ada di Indonesia. Negeri ini memiliki lebih dari tujuh belas ribu kepulauan dengan populasi yang bervariasi. Ada lebih dari tiga ratus perbedaan grup etnis yang hidup terisolasi satu dengan lainnya karena banyaknya endogami etnis. Indonesia memiliki tiga morfotipe yaitu: Protomalayid, Deuteromalayid dan Dayakid. Masing-masing morfotipe ini memiliki perbedaan yang bermakna setelah diteliti oleh Glinka berdasarkan data yang didapat oleh Glinka pada tahun 2004 pada morfotipe Deuteromalayid, morfotipe Dayakid oleh Haddon pada tahun 1912, dan morfotipe Protomalayid oleh Bijlmer pada tahun 1929 menggunakan indeks cephalus, indeks facial dan indeks nasal. Secara umum Indonesia didominasi oleh Deuteromalayid, dimana mendominasi hampir seluruh wilayah Indonesia. Mulai dari Bali sampai wilayah barat Indonesia. Hampir seluruh wilayah timur Indonesia didominasi oleh Protomalayid yaitu sebagian besar wilayah Nusa Tenggara. Percampuran antara ketiga morfotipe secara umum terjadi di pulau Lombok dan Flores.⁵

Protomalayid adalah morfotipe yang pertama menghuni Indonesia, menduduki seluruh Indonesia dari wilayah barat sampai ke timur. Migrasi Dayakid berkembang khusus di wilayah Kalimantan, Dayakid terdesak karena masuknya migrasi Deuteromalayid. Dayakid sendiri bermula dari migrasi Taiwan melalui Filipina masuk ke Kalimantan. Gelombang migrasi Deuteromalayid berasal dari daratan Asia masuk Indonesia melalui wilayah Barat, berjalan menuju ke Timur dan Selatan. Gelombang migrasi Deuteromalayid yang lain masuk dari daerah utara Indonesia terus berkembang menuju timur. Gelombang migrasi yang berkali-kali menyebabkan dominasi morfotipe ini hampir di seluruh Indonesia.

Wilayah Nusa Tenggara memberikan kemungkinan sebagai tempat pertemuan ketiga morfotipe ini. Deuteromalayid terus bergerak ke Timur sedangkan Dayakid bermigrasi dari arah Utara menuju Selatan, di sisi lain Protomalayid bergerak sebagai arus balik dari Timur (Gambar 2.6).⁵ Pulau yang terisolasi dan yang terhubung telah berubah dari waktu ke waktu, sehingga menyebabkan kesamaan dan kevariasian dari morfologi penduduk, salah satunya kevariasian ukuran dan karakteristik gigi. Morfotipe Deuteromalayid mendominasi hampir seluruh wilayah Indonesia sehingga mendorong Myrtha untuk melakukan penelitian dalam mengukur jarak mesiodistal pada 26 mahasiswa dan 26 mahasiswi yang berumur 20 tahun dan berasal dari Jawa yang memiliki morfotipe Deuteromalayid di Universitas Airlangga.²⁵



Gambar 2.6 Persebaran Tiga Morfotipe³²

Tabel 2.2 Ukuran Maksimal Jarak Mesiodistal (mm) Gigi di Rahang Atas dan Bawah pada Morfotipe Deuteromalayid dari Jawa serta Morfotipe Kaukasoid^{25,33}

Elemen Gigi	Rahang Atas				Rahang Bawah			
	Laki- laki		Perempuan		Laki-laki		Perempuan	
	Deut	Kau	Deut	Kau	Deut	Kau	Deut	Kau
Insisif 1	9,5	9,25	9	8,76	8	5,58	5,8	5,35
Insisif 2	9	7,01	7,5	7,01	7	6,12	6	6,01
Kaninus	9	8,27	8	8	9	7,17	8	6,81
Premolar 1	8	7,33	7	7,31	8	7,48	7,5	7,28
Premolar 2	9	6,94	10	6,87	8,5	7,42	10	7,32
Molar 1	12	10,4	10,3	10,35	13	11,78	11	10,99
Molar 2	11	-	10	-	13	-	11	-

Simpulan bahwa ukuran gigi pada mahasiswa lebih besar dibandingkan dengan mahasiswi kecuali pada premolar kedua di rahang atas dan rahang bawah (Tabel 2.2).²⁵ Fernandes *et al.* pada tahun 2013 turut melakukan penelitian dengan mengukur lebar mesiodistal gigi Kaukasoid, data ini dapat dijadikan perbandingan adanya perbedaan antara morfologi Deuteromalayid dan Kaukasoid (Tabel 2.2).³³

2.3.3 Desain Braket Ortodontik dengan Biomekanik di Lingkungan Biologis

Pada perawatan ortodontik banyak menggunakan pergerakan biomekanik untuk meratakan gigi yang berada di luar lengkung rahang dan untuk keperluan menarik gigi ke ruang yang tersedia. Prosedur ini melibatkan gigi, braket dan *archwire*, mekanisme pergerakan gigi terjadi saat gaya diberikan terhadap gigi dan jaringan pendukungnya. Prinsip mekanik ini diperlukan untuk mengontrol perawatan ortodontik, yang pada umumnya durasi perawatan ortodontik selama dua (2) tahun, sehingga memerlukan perkiraan biomekanik yang tepat untuk menambah efisiensi perawatan. Konsep mekanik yang pertama berpengaruh adalah *center of resistance*, semua gigi yang ingin digerakkan memiliki *center of mass* apabila titik ini yang terkena gaya maka gigi tersebut akan bergerak secara linear tanpa rotasi. *Center of resistance* tergantung pada panjang akar gigi, bentuk anatomi, jumlah akar gigi dan kondisi tulang alveolarnya. *Center of resistance*

tidak mudah untuk diidentifikasi, studi analitik telah menunjukkan bahwa *center of resistance* terletak pada $1/4$ sampai $1/3$ dari jarak *cemento enamel junction* terhadap apeks akar. *Force* pada perawatan ortodontik disebabkan oleh defleksi kawat gigi, aktivasi spring, aktivasi elastik, dan gaya tergantung dari besarnya jarak dan arah. *Force* pada umumnya tidak mencapai *center of resistance* dari gigi, sehingga tidak menghasilkan gerakan yang linear. Beberapa tipe pergerakan gigi yaitu *tipping*, *intrusion* dan *torquing*.³⁴ Desain braket diharapkan dapat mengakomodir pergerakan-pergerakan tersebut. Membuat sebuah desain braket dibutuhkan perhatian kekuatan mekaniknya, bagaimana desain braket dan material yang dipilih dan menerima beban dari *archwire* yang diaplikasikan kedalamnya.

Kekuatan mekanik desain dan material braket memiliki pengaruh terhadap kejadian resorpsi akar gigi, sehingga desain yang tepat dapat meminimalisasi banyaknya tekanan yang diberikan terhadap gigi. Apabila desain memiliki friksi yang besar tentu memerlukan durasi pemberian tekanan ortodontik yang semakin lama sehingga dapat memberikan efek samping yang berlebihan. Beberapa faktor yang perlu diperhatikan adalah hubungan terhadap risiko terjadinya resorpsi akar gigi yaitu faktor biologis dan faktor mekanis dalam pemberian tekanan ortodontik. Gerakan gigi seperti *tipping*, *intrusion* dan *torquing* merupakan tipe pergerakan gigi yang paling sering menyebabkan terjadinya resorpsi akar gigi. Pengembangan sebuah desain braket perlu untuk memperhatikan hal-hal tersebut karena respon biologis yang cukup kompleks. Tekanan ortodontik disesuaikan dengan daya tahan jaringan, menurut Oppenheim dan Schwarz tekanan optimal ortodontik sebaiknya selaras dengan tekanan pembuluh darah kapiler yaitu $20-26 \text{ gram/cm}^2$ permukaan akar gigi. Penelitian *invivo* pada manusia, anjing, dan monyet menyimpulkan bahwa tekanan sebesar 50 gram/cm^2 sesudah 30 hari dapat menimbulkan resorpsi akar minor, sedangkan tekanan sebesar $100-200 \text{ gram/cm}^2$ untuk menggerakkan akar gigi dapat meningkatkan terjadinya resorpsi akar gigi.³⁵

Lamanya tekanan ortodontik menyebabkan efek iatrogenik dimana berupa resorpsi akar sebagaimana dikatakan dalam sebuah penelitian bahwa pemberian tekanan 50 grm selama 7 minggu memberikan efek resorpsi akar 20 kali lebih besar dibandingkan dengan kontrol. Menurut Parker mengatakan bahwa arah gerakan pun perlu diperhatikan karena gerakan intrusi apabila disertai *torque* akar

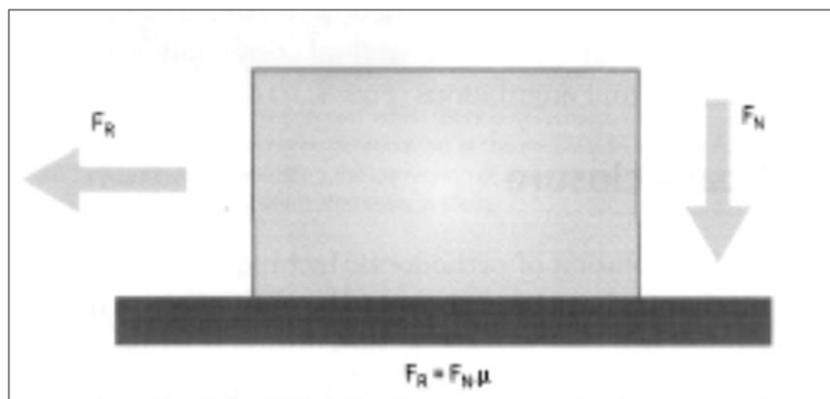
ke lingual menyebabkan resorpsi akar gigi, maka tidak dapat dikesampingkan bahwa segala bentuk tekanan yang diberikan terhadap gigi memberikan efek iatrogenik.³⁵ Aktivitas tekanan dan tarikan saat *force* diaplikasikan terhadap mahkota gigi membuat rotasi di sekitar titik pada setengah dari akar gigi. Tekanan akan mengenai ujung akar gigi dan pada tulang alveolar, tetapi tekanan berkurang ke titik nol pada *center of resistance*.³⁶

Daerah tekanan ligamen periodontal menyempit, sehingga terjadi peningkatan peredaran darah untuk menstimulasi darah kapiler dan memobilisasi sel-sel fibroblas dan osteoklas. Osteoklas inilah merupakan sel yang meresorpsi tulang pada daerah tekanan. Pada daerah tarikan terjadi peregangan ligamen periodontal yang menyebabkan peningkatan peredaran darah lalu menimbulkan mobilisasi sel fibroblas dan osteoblas yang membentuk tulang baru. Tekanan dalam bidang ortodontik masih dapat diterima apabila masih dalam batasan fisiologis, sedangkan apabila melebihi ambang batas fisiologis maka akan terjadi *undermining resorption*, yaitu resorpsi tidak terjadi pada tulang yang berhadapan dengan ligamen periodontal namun terjadi di belakang dan di atas zona hyalinisasi. Hal ini menyebabkan putusannya ligamen periodontal yang teregang, maka peredaran darah terputus dan terjadilah resorpsi tulang. Besar tekanan dan durasi yang sesuai batas fisiologis akan meningkatkan vaskularisasi, proliferasi sel, dan pembentukan osteoid pada permukaan tulang, sedangkan besar tekanan dan durasi yang melampaui batas akan menurunkan vaskularisasi pada ligamen periodontal, merusak sel-sel tulang yang meregang dan resorpsi tulang sehingga tidak adanya vaskularisasi. Zona hyalinisasi membuat nekrosis jaringan akibat hyalinisasi sehingga terjadi perubahan seluler dan vaskuler serta degenerasi struktur sel.³⁵ Pernyataan di atas menunjukkan agar gigi menerima gaya yang fisiologis, maka salah satu faktor yang mempengaruhi yaitu desain braket dan pemilihan material yang tepat. Pemilihan Braket dan material yang tepat mampu menghantarkan gaya secara maksimal dengan sedikit memberikan efek terhadap jaringan biologis.³⁷

2.3.4 Desain Braket Ortodontik dengan Ketahanan terhadap Gaya Friksi

Penelitian kali ini menitikberatkan terhadap friksi yang terjadi pada sebuah desain braket ortodontik. Friksi banyak mempengaruhi proses pergerakan gigi saat perawatan ortodontik, maka pemahaman tentang friksi pada gaya geser sangatlah penting bagi para klinisi. Ada beberapa hal yang perlu perhatian khusus yaitu pertama adalah kemampuan desain yang memiliki ketahanan terhadap terjadinya friksi (*friction Resistance*). *Friction resistance* berhubungan dengan kemampuan gaya geser pada gigi sehingga mudah bergerak dengan friksi yang rendah. Kedua adalah kriteria slot yang digunakan, apakah menggunakan kriteria berdasarkan morfotipe atau kriteria standar yang tidak bersudut pada slotnya.

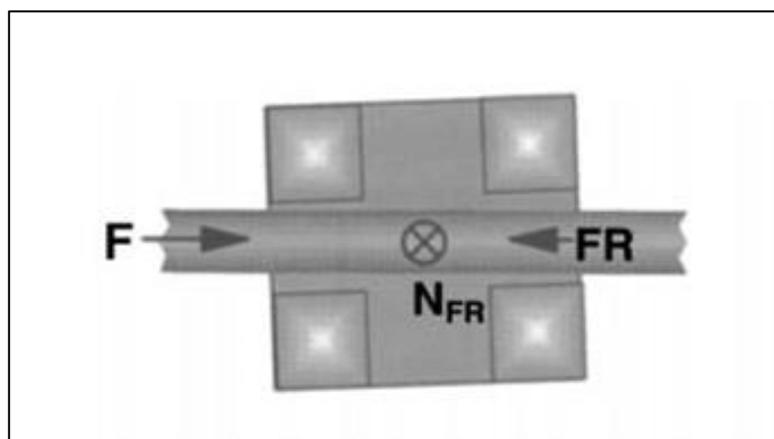
Friksi adalah ketahanan suatu objek terhadap pergerakan ketika objek bergerak melawan permukaan yang dilewatinya (Gambar 2.7). Koefisien friksi suatu braket terhadap permukaan *archwire* itu konstan dimana dipengaruhi oleh kekasaran, bentuk dan tekstur dan kekerasan dari braket maupun *archwire*. Dalam proses *sliding*, tekanan yang diaplikasikan terhadap braket menimbulkan tekanan friksi. Tekanan friksi timbul akibat dari kontak poin antara *archwire*, braket slot dan ligatur. Gigi akan bergerak sepanjang *archwire* apabila braket, *archwire* dan ligatur tidak mengalami deformasi dan tidak rusak. Perkembangan material dan desain ortodontik braket dan *archwire* terus berjalan hingga kini berdasarkan perbedaan braket, slot, tekstur permukaan, *archwire* dan kombinasi diantara itu yang menyebabkan perbedaan nilai friksi.²⁹



Gambar 2.7 Friksi Timbul ketika Dua Benda Berkontak dan Bergeser Satu dengan Lainnya. Perhitungan dari Friksi (F_R) merupakan Normal Force antara Dua Benda (F_N) dikalikan Koefisien dari Friksi (μ)²⁹

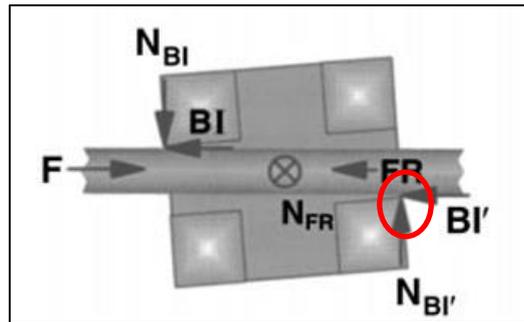
Friksi saat pergeseran antara braket dengan *archwire* dipengaruhi oleh tipe *archwire*, desain braket, jenis ligatur dan teknik ligasi.¹² Friksi dapat diminimalkan dengan modifikasi kekasaran permukaan kawat, teknik ligasi, braket slot, lebar braket, braket *wing*. Namun ada dua pilihan yang biasa digunakan oleh manufaktur yaitu *archwire* yang sedikit memberi friksi terhadap braket namun tidak mencapai proses *leveling* yang sempurna atau *archwire* yang lebih friksi namun mencapai hasil *torque* yang baik. Perhatian terhadap dua hal tersebut mempengaruhi penentuan desain braket dan *slot width* yang tepat.¹²

Proses terjadinya pergeseran antara braket dengan *archwire*, membuat perlu memperhatikan faktor-faktor yang mempengaruhi terjadinya *resistance to sliding* (RS). Hal ini berpengaruh dalam menentukan dimensi braket dan *archwire* yang dipakai. Menurut Kusy dan Whitley (1997), *Resistance to sliding* (RS) dipengaruhi oleh tiga aspek yaitu *Friction* (FR), *Binding* (BI), *Notching* (NO), dirumuskan menjadi $RS = FR + BI + NO$. Friksi statik atau kinetik (FR) terjadi ketika kontak *archwire* dengan permukaan braket (Gambar 2.8).³⁸



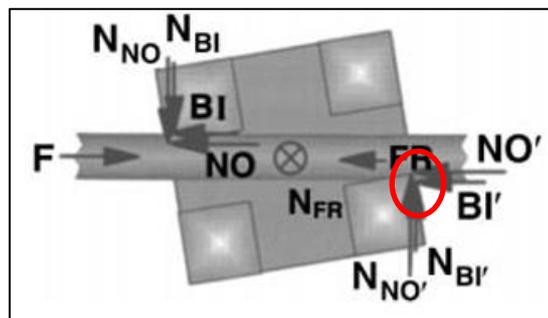
Gambar 2.8 Friksi³⁹

Binding (BI) terjadi ketika gigi *tipping* atau terjadi kelenturan dari *archwire* sehingga ada kontak antara *archwire* dengan pojok dari *wing* braket (Gambar 2.9).



Gambar 2.9 *Binding*: Lokasi terjadinya *Binding* pada Daerah yang dilingkari Warna Merah^{29, 39}

Notching (NO) terjadi ketika deformasi permanen dari *archwire* muncul pada daerah diantara permukaan pojok *archwire* dan braket, hal ini sering timbul pada kondisi klinik. Pergerakan gigi akan berhenti ketika *archwire* menekuk ke pojok braket dan terlepas apabila lekukan pada *archwire* dihilangkan (Gambar 2.10).³⁸



Gambar 2.10 *Notching*: terjadi Deformasi pada *Archwire* yang ditandai dengan Lingkaran Merah, membuat Gigi Tidak Terkoreksi/Tidak Bergerak^{29, 39}

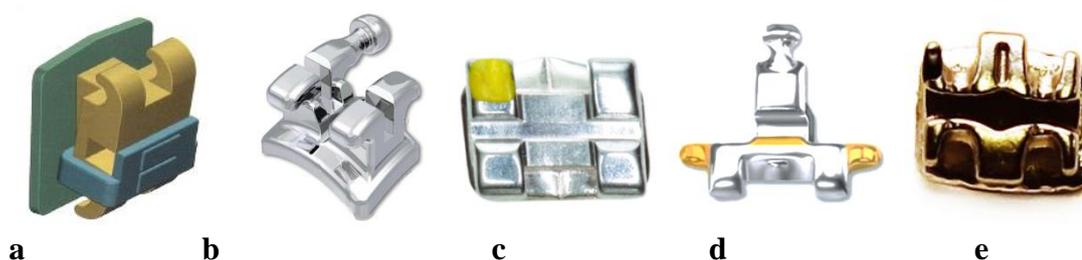
Keterangan di atas menunjukkan tiga fenomena yang perlu diperhatikan dalam merencanakan pembuatan dimensi braket dan penggunaan *archwire* yang dipakai, yaitu: *Binding fenomena*, *Notching fenomena*, *Critical contact angle* untuk membuat desain sebuah braket. Ada dua macam friksi (*FR*), friksi statik yaitu akan menahan sesaat sebelum ada pergerakan dan friksi ini harus dihilangkan agar pergerakan dapat dimulai. Friksi kinetik yaitu gerakan yang menahan saat benda sudah bergerak, friksi ini lebih kecil dibanding friksi statik dan gaya ini melawan terdinya pergerakan gigi. θ_c merupakan besar sudut kritis

dimana secara teori $3,7^{\circ}$, disarankan sudut antara kawat dan tepi slot 0° - 4° dengan peningkatan sudut di atas 3° dapat meningkatkan friksi sampai 100%. Besarnya *torque* turut mempengaruhi friksi pada sliding. Peningkatan nilai *torque* dari 0° - $\pm 15^{\circ}$ akan meningkatkan friksi terutama pada friksi di atas $\pm 10^{\circ}$, dengan demikian sebelum menggerakkan gigi *tip* dan *torque* harus tereksresi terlebih dahulu sehingga posisi kawat terletak luas pada slot braket dan mengurangi friksi. Selain itu friksi disebut juga dengan *resistance to sliding* yang berhubungan dengan terjadinya friksi klasik, *binding*, *notching*.^{34, 38}

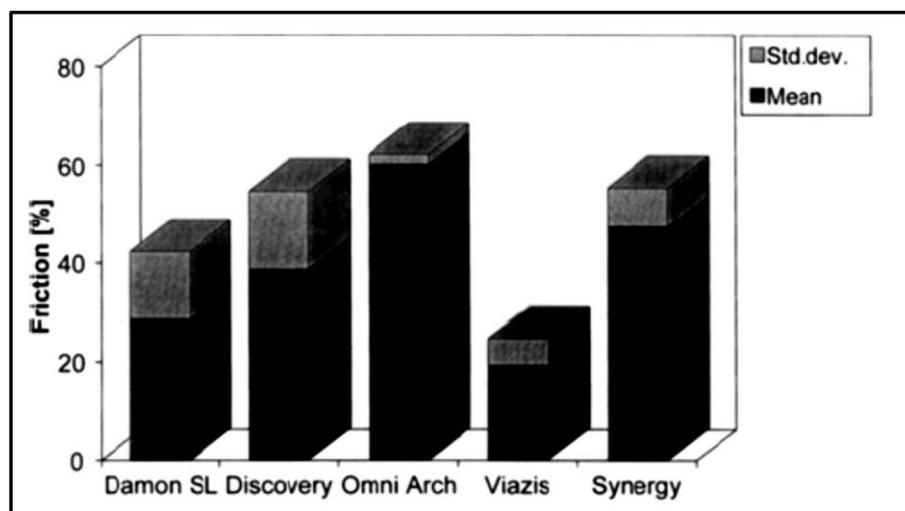
Pergerakan gigi saat bergeser dimulai dengan mahkota bergerak terlebih dahulu, karena gaya tidak tepat pada *center of resistance* dan ada gaya tahanan dari jaringan penyangga, sehingga terjadi apa yang disebut dengan *binding*. Pergerakan sliding gigi terdiri dari gerakan *tipping* dan *uprighting* yang berulang, maka memerlukan braket yang memiliki *power arm* yang mampu memberikan aplikasi *force* menuju *center of resistance*. Gaya yang tepat di *center of resistance* sulit untuk diaplikasikan, sehingga pada saat *tipping* hanya terdapat satu gaya saja yaitu *the moment of the force* (M_F), maka diperlukan gaya berlawanan agar terjadi gerakan *bodily*, yaitu *the moment of the couple* (M_C) oleh sebab itu dilakukan modifikasi angulasi pada slot braket. Menurut Proffit 2013, $M_C/M_F=0$ adalah *uncontrolled Tip*, $0 < M_C/M_F < 1$ adalah *controled Tip*, dan $M_C/M_F=1$ merupakan pergerakan *bodily*, serta $M_C/M_F > 1$ menghasilkan *torque*.³⁶

Dikatakan bahwa ligatur menggunakan kawat ligatur lebih kecil friksinya dari elastomer dan sistem ligatur pada braket *self ligating* menghasilkan friksi yang lebih kecil dibandingkan dengan sistem ligatur menggunakan elastomerik pada braket konvensional. Efektivitas dan efisiensi dipengaruhi oleh kombinasi kawat dan ukuran slot, kombinasi ini mengurangi friksi dan menyebabkan pergerakan gigi yang lebih *bodily* saat sliding. Penggunaan kawat rektanguler *stainless steel* dengan ukuran yang lebih kecil dari ukuran slot braket memungkinkan terjadinya *sliding*. Secara praktis butuh kebebasan ruang sekitar 0,002 inci agar terjadi sliding, pada slot 0,022 inci menggunakan kawat *stainless steel* 0,019 x 0,025 inci. Banyak perusahaan membuat desain braket yang berbeda-beda untuk menghasilkan friksi yang sedikit, contohnya seperti jenis braket *self ligating* maupun jenis braket dengan desain slot yang beragam. Untuk

membuat desain braket yang baru perlu memperhatikan dimensi *slot width* yang presisi sebagai parameter gaya geser yang baik. Pernyataan ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan Schumacher dkk. yang membandingkan lima desain braket yaitu merk Damon SL®, Discovery®, Omni Arch®, Viazis® dan Synergy®, dan menganalisis pengaruh desain terhadap friksi. Hasilnya terdapat perbedaan yang signifikan berhentinya *tekanan* saat terjadi friksi antara jenis desain braket konvensional (*regular twin*) dengan desain *single wing* dan desain *self ligating*, dimana friksi yang minimal terdapat pada desain selain braket konvensional/ *regular twin* (Gambar 2.11 dan Gambar 2.12).¹²



Gambar 2.11 Lima Jenis Braket dengan Desain yang Berbeda: a. Damon SL®, b. Discovery®, c. Omni Arch®, d. Viazis®, e. Synergy®¹²



Gambar 2.12 Perbedaan Friksi yang Terjadi terhadap Lima Jenis Braket yang Berbeda¹²

Friksi pada braket Viazis® dan Damon SL® menunjukkan nilai yang paling rendah dibandingkan dengan braket Discovery®, Synergy® dan Omni Arch®. Viazis® dan Damon SL® memiliki desain yang tidak konvensional yang bertujuan untuk mengurangi terjadinya friksi dibandingkan dengan braket desain yang konvensional. Kedua braket ini memiliki kemampuan yang lebih baik dalam melakukan gaya geser (*sliding mechanics*) karena Damon SL® merupakan braket dengan *self ligating* sehingga tidak menggunakan ligatur *wire* untuk mengikat kawat ke dalam slot braket, sedangkan braket Viazis® memiliki *wing* yang berbentuk segitiga, dua sisi di bagian arah *incisal* dan satu sisi dibagian arah *gingival* (Gambar 2.11a dan 2.11d). Dua desain ini mengurangi gaya geser yang terjadi antar *arch wire* dengan slot braket ortodontik. Pada braket Omni arch® memiliki friksi yang paling besar dibandingkan dengan yang lain dikarenakan ukuran slot yang di bawah nilai toleransi dibandingkan dengan slot braket ortodontik yang lainnya. Penelitian ini memberikan pengarahannya agar nilai geser menjadi optimal maka pembuatan suatu desain braket yang baru setidaknya memiliki inovasi pada desain sayap atau *wing* braket serta desain slot braket dengan tepi yang tumpul dan kualitas yang baik pada permukaan slot.¹²

2.3.5 Desain Braket Ortodontik dengan Pemilihan Material *Stainless Steel*

2.3.5.1 *Stainless Steel* secara umum

Stainless steel pertama kali ditemukan pada tahun 1913 oleh ahli metalurgi dari Inggris yang bernama Harry Brearly, secara tidak sengaja menambahkan kandungan kromium (Cr) pada baja karbon rendah sehingga mempunyai kemampuan tahan karat. Ketahanan karat ini terjadi karena pembentukan lapisan kromium oksida (Cr_2O_3) yang bersifat protektif. Lapisan ini bersifat *self repairing* apabila terjadi abrasi maupun gesekan, lapisan pelindung logam yang mengandung kromium dapat segera melapisi kembali. Syarat minimum untuk dikatakan sebagai baja tahan karat atau *stainless steel* harus memiliki kadar kromium minimum 10 Wt% dan ketahanan korosi yang diberikan oleh kromium terhadap suatu logam tergantung kestabilan lapisan oksida. Kondisi lingkungan tertentu memerlukan kestabilan yang berbeda sehingga perlu dimaksimalkan

dengan penambahan paduan lain seperti Nikel (Ni), Molibdenum (Mo), Tembaga (Cu).^{18, 40}

Klasifikasi *stainless steel* dibagi menjadi lima berdasarkan beberapa fasa yang dominan pada struktur metalurginya, yaitu martensitik, feritik, austenitik, duplex dan *precipitation hardening*. Klasifikasi yang pertama yaitu martensitik *stainless steel*. Tipe ini dapat dikeraskan dengan cara dipanaskan (*heat treatment*) sehingga memiliki sifat kekerasan yang baik, tetapi ketahanan korosi paling rendah dibandingkan tipe austenitik dan ferritik. Komposisinya mengandung kromium 12-14% molybdenum 0,2-14%, nikel 0-2% dan karbon 0,1-1%.^{38, 39}

Klasifikasi yang kedua Ferritik *stainless steel*, paduan ini adalah tipe *American Iron and Steel Institute (AISI) 400* dengan sifat ketahanan korosi yang cukup baik walaupun tidak sebaik austenitik *stainless steel* yang disebabkan kandungan kromium yang lebih rendah. Komposisinya mengandung kromium 11,5-27%, karbon 0,20% dan tanpa nikel. Paduan ini banyak digunakan dalam bidang industri, tetapi jarang digunakan dalam bidang kedokteran gigi. Ferritik dan austenitik dapat meningkatkan sifat mekanik dengan cara *coldwork* karena kedua jenis *stainless steel* ini tidak *heat treatable*.^{38, 39}

Klasifikasi yang ketiga yaitu austenitik *stainless steel* banyak digunakan secara luas dalam bidang kedokteran gigi khususnya ortodontik karena sifatnya yang tahan korosi di rongga mulut dan keuletan yang tinggi. Tipe *AISI 304L* dan *303* banyak digunakan sebagai bahan dasar braket ortodontik dengan komposisi 18-20% kromium, 8-10% nikel, dan sedikit mangan, silikon, dan karbon 0,03%. *AISI 303* adalah tipe austenitik *stainless steel* pertama yang merupakan campuran 18% kromium dan 8% nikel dan sedikit selenium. Tipe *316L* memiliki kandungan nikel lebih tinggi, 2-3% molybdenum, dan karbon yang lebih rendah untuk menambah resistensi terhadap korosi intergranular. Tipe *AISI 302* dengan komposisi 17-19% kromium, 8-10% nikel, dan 0,08% karbon biasanya digunakan untuk kawat ortodontik. Mikrostruktur austenitik bersifat stabil, maka proses pemanasan austenitik *stainless steel* tidak dapat mengeraskan logam tersebut. Pemanasan dengan suhu 400-900°C akan membentuk ikatan kromium karbida sehingga rentan terhadap korosi intergranular. Austenitik *stainless steel* memiliki mikrostruktur *face centre cubic*. Penambahan 8% nikel pada paduan ini dapat

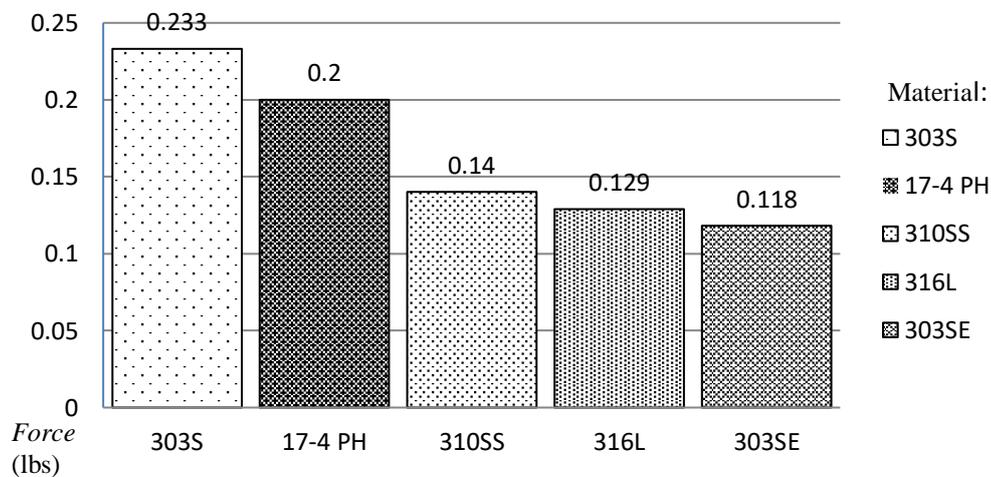
mencegah transformasi austenit ke martensit saat pendinginan, sehingga austenitik lebih stabil walaupun pada suhu kamar.^{38, 39}

Klasifikasi yang keempat yaitu *duplex stainless steel* memiliki bentuk mikrostruktur campuran austenitik dan feritik. Kombinasi dari kedua tipe tersebut menghasilkan kekuatan dua kali lipat lebih baik dibandingkan austenitik dan tidak mudah fraktur dibandingkan dengan ferritik *stainless steel*. Sifat tahan korosi dalam mulut terutama korosi karena gaya/tekanan (*stress corrosion cracking*) lebih baik daripada austenitik *stainless steel*. Komposisinya mengandung kromium yang tinggi yaitu 18-30%, molybdenum yang tinggi 0,1-4,5% dan nikel lebih rendah 1,35-6% tembaga dan besi. Nitrogen ditambahkan untuk menambah kekuatan dan tahan korosi. Duplex *stainless steel* tipe 2304 dan 2205 digunakan sebagai bahan dasar braket ortodontik dan indikasi untuk pasien yang memiliki alergi nikel. Penelitian oleh Plat *et al.* (1997) melaporkan bahwa Duplex 2205 lebih tahan korosi dibandingkan dengan tipe 316L sebagai bahan dasar braket ortodontik.^{38, 39}

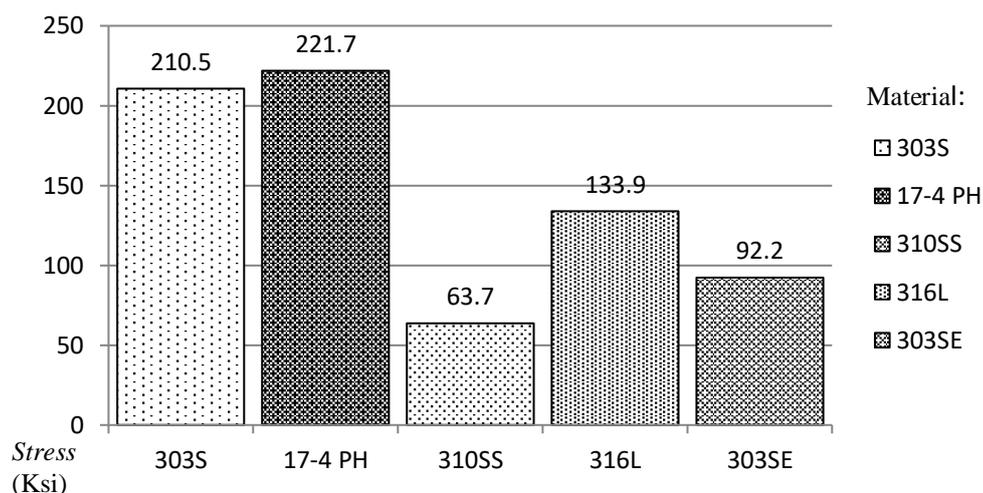
Klasifikasi yang kelima adalah *Precipitation hardening stainless steel*, tipe ini merupakan kombinasi optimal dari sifat-sifat tipe martensitik dan austenitik yaitu lebih kuat dan ketahanan korosi yang baik hampir menyerupai tipe *AISI 304*. Kekuatan (*tensile strength*) yang tinggi disebabkan oleh proses *heat treatment* yang menghasilkan presipitasi (endapan) salah satu atau lebih elemen tembaga, aluminium, titanium, niobium, dan molybdenum yang memang ditambahkan ke dalam paduan *stainless steel*. Tipe ini dikategorikan menjadi tiga grup berdasarkan mikrostruktur setelah proses *heat treatment* yaitu martensitik (17-4 PH) dan austenitik (A-286) dan semua dikeraskan melalui aging yang akan membentuk endapan partikel fasa kedua yang sangat halus dari larutan padat jenuh. Terbentuknya endapan atau presipitasi intermetalik membuat gerakan dislokasi terhambat sehingga memperkuat material SS. Tipe 17-4 PH banyak digunakan dalam berbagai bidang kedokteran gigi termasuk sebagai bahan dasar braket ortodontik. Komposisi utama 17-4 PH yaitu kromium 17% dan Nikel 4% dengan penambahan tembaga 4% dan niobium 0,3%.^{40, 41}

2.3.5.2 *Stainless Steel* dengan Sifat Mekaniknya

Braket ortodontik berfungsi sebagai mediator pergerakan gigi, dimana braket menerima *tekanan* dari kawat gigi yang dimasukkan ke dalam slot braket. Apabila braket mengalami deformasi maka *tekanan* yang diterima tidak akan maksimal sehingga menyebabkan perawatan menjadi lebih lama. Hasil penelitian Flores *et al.* menganalisis lima jenis komposisi braket *stainless steel* seperti 310 SS, 303SE, 316L, 303S, 17-4 PH menunjukkan bahwa jenis 303S dan 17-4PH memiliki kemampuan menerima *force* dan *stress* yang paling tinggi diantara yang lain (Gambar 2.13a dan Gambar 2.13b). Rata-rata dari kelima komposisi material tersebut memiliki kemampuan menerima *force* sampai menyebabkan deformasi permanen pada nilai tertinggi 0,233 lbs untuk 303S dan nilai terendah 0,118 lbs untuk 303SE, sedangkan untuk kemampuan menerima *stress* hingga terjadinya deformasi kelima komposisi material memiliki rata-rata yang paling tinggi 221,7 ksi untuk 17-4 PH dan yang paling rendah 63,7 ksi untuk 310 SS.¹¹



Gambar 2.13a Perbandingan Kemampuan Mekanik Jenis Material *Stainless Steel* terhadap Pemberian *Force*¹¹



Gambar 2.13b Perbandingan Kemampuan Mekanik Jenis Material *Stainless Steel* terhadap Pemberian *Stress* ¹¹

Stainless steel tipe 303 merupakan krom–nikel *free machining stainless steel* yang pertama dibuat. *Stainless steel* tipe 303 SE adalah tipe 18-8 kromium-nikel dan ditambahkan selenium kedalamnya. Selenium membuat lebih mudah dibentuk, tetapi selenium turut mengurangi kekerasan dan kekuatan. *Stainless steel* jenis 316L dan 310 terdapat molibdenum yang berikatan dengan austenitik disertai dengan penambahan kadar persentase nikel. *Stainless steel* ini memiliki kerenggangan yang tinggi dan kekuatan yang meningkat perlahan pada temperatur yang tinggi. *Stainless steel* tipe 17-4 PH adalah jenis martensitik precipitation hardener yang memiliki kelebihan kekuatan dan kekerasan yang tinggi serta ketahanan terhadap korosi yang baik. Jenis ini memiliki karakteristik fabrikasi yang baik dan dapat ditingkatkan kekerasannya dengan pemanasan temperatur rendah.¹¹ Pada penelitian ini pemilihan material *stainless steel* merujuk pada tipe 17-4 PH *stainless steel* yang sesuai untuk pembuatan braket ortodontik. Jenis *stainless steel* ini memiliki ketahanan deformasi yang tinggi terhadap *stress* dan *force* yang diberikan.¹¹

2.3.5.3 *Stainless Steel* dengan Sifat Korosi dan Sitotoksitasnya.

Proses pemilihan material braket ortodontik selain sifat mekanik, juga perlu untuk memperhatikan aspek biokompatibilitas dari material tersebut. Alat Kesehatan seperti braket ortodontik perlu dievaluasi bagaimana reaksinya

terhadap lingkungan di dalam mulut, bagaimana material berinteraksi secara mekanik, fisik dan kimia di dalam tubuh manusia, tentu harus sesuai dengan standar internasional seperti ISO 10993 tentang evaluasi alat kesehatan dari aspek biologi dan standar nasional di Indonesia seperti SNI. Perkembangan ilmu pengetahuan dan teknologi mewajibkan tes biokompatibilitas yang terdiri dari uji sitotoksitas, sensitivitas, iritasi intradermal, toksitas sistemik akut dan beberapa tahapan uji dalam lingkungan klinik untuk memastikan keselamatan dan penggunaan yang efektif terhadap manusia.⁴² Dari semua uji biokompatibilitas, uji sitotoksitas merupakan uji pendahuluan dan indikator yang sangat penting untuk mengevaluasi alat kesehatan braket ortodontik secara sederhana, cepat dan memiliki sensitivitas yang tinggi, serta dapat meminimalkan uji sitotoksitas terhadap binatang. Ada tiga tipe dari uji sitotoksitas berdasarkan ISO 10993-5, yaitu ekstrak, *direct contact*, *indirect contact*. Secara umum uji ekstrak adalah uji yang paling sesuai untuk material yang dapat larut, metode yang dipakai yaitu *mitochondrial dehydrogenase performance measurement* atau dikenal dengan sebutan *MTT assay*. Metode pengukuran ini sangat efisien untuk melihat proliferasi sel dan metabolisme sel.⁴² Beberapa kandungan metal dalam braket ortodontik *stainless steel* seperti nikel [Ni], kromium [Cr], dan kobalt [Co] merupakan kandungan metal yang diketahui dapat menyebabkan reaksi alergi, toksik dan mutagenik. Ion-ion metal ini dapat lepas akibat beberapa faktor seperti temperatur, pH, *stress* dari gaya mekanik, korosi akibat mikroflora. Sitotoksitas dari komponen ortodontik dapat ditentukan dengan mengukur jumlah ion yang terlepas sebagai konsekuensi dari proses terjadinya korosi di lingkungan *invitro* atau *invivo*.⁴³

World Health Organization merekomendasikan dosis dalam sehari adalah sebesar 50-200 µg/hari untuk kromium dan 25-35 µg/hari untuk nikel. Penelitian *invitro* memiliki keuntungan karena dapat mengontrol variabel yang mempengaruhi terjadinya ion logam yang terlepas. Konsentrasi dari ion metal yang terlepas memberikan lepasan yang paling tinggi ketika tahap awal eksperimen setelah itu terjadi apa yang disebut lapisan pasif pada *stainless steel* dan dosis ion yang terlepas tidak toksik terhadap manusia.⁴³ Pada tahun 2015 sampai tahun 2016 telah dilakukan penelitian kolaborasi di Universitas Indonesia

antara Fakultas kedokteran gigi dengan Fakultas Teknik Departemen Metalurgi dan Material. Penelitian ini untuk menganalisis material *stainless steel* 17-4 PH yang diberi perlakuan *heat treatment* terhadap lingkungan pada rongga mulut seperti artifisial saliva, pH, dan mikroflora serta reaksi toksik terhadap sel. Hasil-hasil penelitian tersebut akan dirangkai pada sub bagian berikut ini.

2.4 *Stainless Steel* 17-4 PH

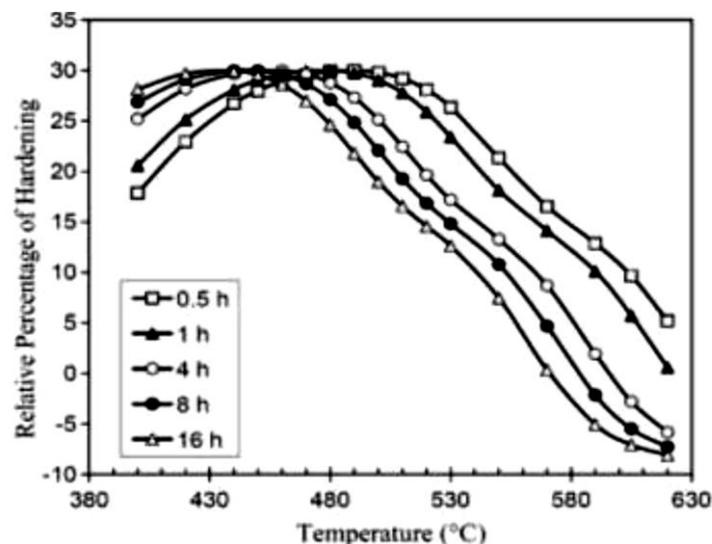
Dari pertimbangan akan kekuatan mekanik dan ketahanannya terhadap korosi membuat penelitian ini menjustifikasi pilihan terhadap material *stainless steel* 17-4 PH untuk pembuatan braket ortodontik. *Stainless steel* jenis ini termasuk dalam *precipitation hardening* yang biasa digunakan untuk aplikasi yang membutuhkan kekuatan yang tinggi dan ketahanan korosi yang baik, mengandung 17% kromium dan 4% nikel ditambah 0,3% niobium dan 4% tembaga. Sifat mekanik dan ketahanan korosinya dapat dinaikkan dengan melakukan *heat treatment*. Tipe ini merupakan jenis *stainless steel precipitation hardening* yang memiliki mikrostruktur martensitik, tipe ini dapat dilakukan *heat treatment* untuk mendapatkan sebagian sifat austenitik yaitu ketahanan korosi yang baik. Selain itu kekuatan tarik dapat meningkat seiring pengendapan matriks martensitik atau austenitik. Pengerasanpun dapat ditingkatkan apabila dilakukan penambahan tembaga, aluminium, titanium, niobium, dan molibdenum.^{17,44}

2.4.1 *Heat Treatment* pada *Stainless Steel* 17-4 PH

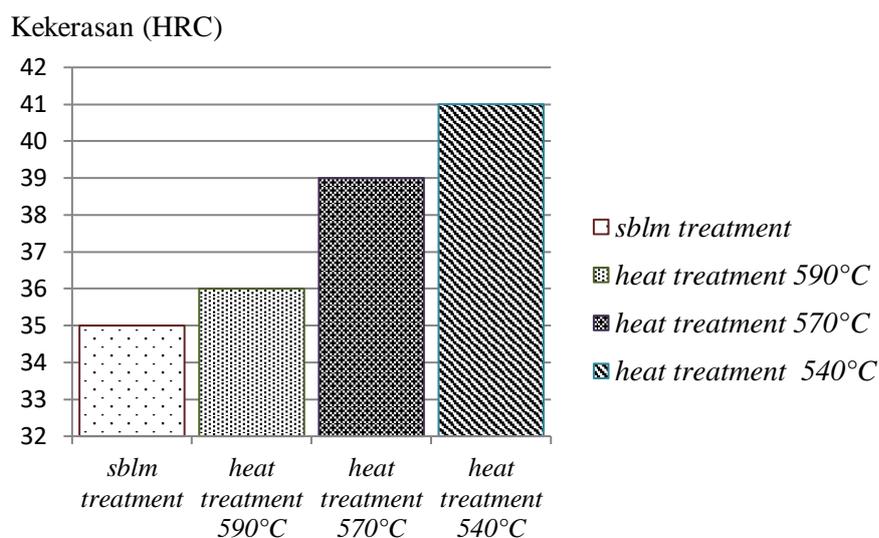
Seperti dikatakan di atas bahwa sifat mekanik dan ketahanan korosi dari 17-4 PH dapat ditingkatkan dengan melakukan *heat treatment*. Proses *precipitation hardening* dilakukan pada temperatur dan waktu penahan tertentu sebagai tujuan meningkatkan sifat mekanik bahan pada beberapa lingkungan kerja. Proses *precipitation hardening* baja tahan karat/*stainless steel* 17-4 PH dilakukan dalam dua tahapan. Langkah pertama adalah *solution treatment*, dilakukan dengan cara memanaskan spesimen *stainless steel* 17-4PH pada temperatur antara 1900°F (1040°C) hingga 1065°C untuk melarutkan presipitasi dan paduan atau membuat larutan padat fasa tunggal. Proses selanjutnya adalah pendinginan cepat sampai temperatur kamar dengan menggunakan media oli agar

mendapatkan larutan padat lewat jenuh. Pada kondisi ini, material memiliki struktur martensitik. Langkah selanjutnya adalah proses *artificial aging* yaitu dengan melakukan perlakuan panas (*heat treatment*) pada suhu antara 900-1150°F (482-621°C) selama waktu penahanan tertentu untuk mendapatkan berbagai sifat yang diinginkan. Perbedaan temperatur *artificial aging* yang bervariasi akan menghasilkan sifat mekanik material yang berbeda-beda (Gambar 2.14).^{41, 44, 45}

Penelitian kolaborasi antara Fakultas Teknik Departemen Metalurgi dan Material dengan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia dilakukan pada tahun 2015 dan 2016. Penelitian ini melakukan proses *heat treatment* dengan suhu yang berbeda, yang pertama dilakukan dengan suhu 590°C selama 4 jam dan yang kedua dilakukan dengan suhu 540°C selama 4 jam dan 570°C selama 4 jam. Kekerasan sampel 17-4 PH sebelum *heat treatment* rata-rata 35 HRC, setelah dilakukan *heat treatment* pada suhu 590°C terdapat peningkatan kekerasan menjadi rata-rata 36 HRC. Penelitian berikutnya *heat treatment* dilakukan pada suhu 570°C terjadi peningkatan kekerasan menjadi 39 HRC, dan apabila dilakukan dengan suhu 540°C terjadi peningkatan kekerasan hingga 41 HRC (Gambar 2.14 dan 2.15).^{16-18, 40, 41}



Gambar 2.14 Grafik Perilaku *Aging* (Penuaan) dengan Variasi Waktu dan Suhu untuk *Stainless Steel* 17-4 PH⁴⁵



Gambar 2.15 Perbandingan Perlakuan *Heat Treatment* terhadap Kekerasan *Stainless Steel 17-4 PH* ^{16-18, 40, 41}

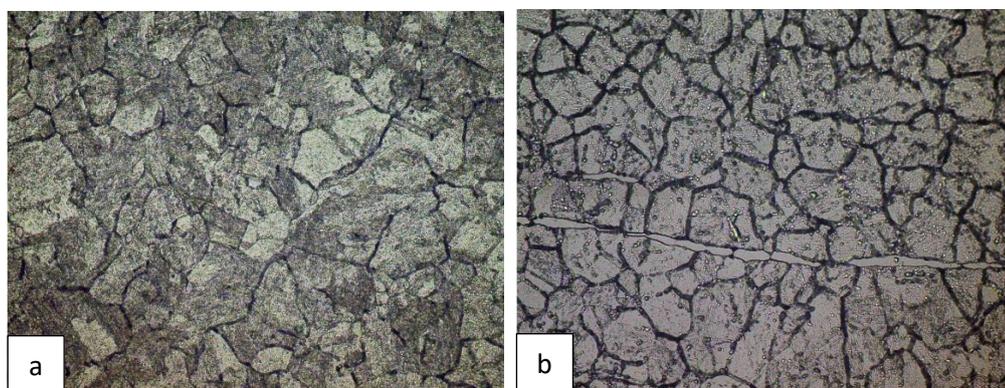
Precipitation hardening merupakan langkah terakhir dalam proses *heat treatment* yang berfungsi untuk menghilangkan tegangan pada martensit sehingga meningkatkan ketangguhannya, keuletannya, serta ketahanannya terhadap korosi, serta meningkatkan kekerasan dengan adanya endapan dalam bentuk *intermetallic compound*.¹⁸ Hasil dari proses ini dapat dilihat dari beberapa analisis yang menunjukkan ciri-ciri tersebut. Kekerasan ini terjadi karena tumbuhnya presipitasi atau pengendapan matriks dari Cu di dalam *stainless steel 17-4 PH*, hal ini dilihat dari adanya peningkatan Cu saat analisis dengan *Energy Dispersive X-ray spectroscopy (EDX)* sebelum dilakukan *heat treatment* adalah 3,20 wt % dan setelah *heat treatment* yaitu 11,83 wt% (Tabel 2.3).^{16,17} Presipitasi Cu yang terbentuk akan mengakibatkan terhambatnya dislokasi sehingga menghasilkan peningkatan kekerasan dan peningkatan ketahanan korosi. Di lain sisi terjadi pula transformasi fasa dari martensit menjadi martensit temper yang memiliki nilai ketangguhan lebih baik.¹⁸

Hal lain yang tampak adalah ketika sampel belum dilakukan *heat treatment*, turut dilakukan analisis dengan *X-Ray Fluorescence (XRF)*. Hasilnya menunjukkan bahwa terdapat unsur pembentuk karbida seperti niobium, vanadium, dan kobalt. Unsur-unsur ini dapat menjadi *precipitate* ketika dilakukan *heat treatment*, sehingga meningkatkan kekerasan serta ketahanan korosi dari

stainless steel 17-4 PH.¹⁷ Pada Gambaran dengan menggunakan *Scanning Electron Microscopy* menunjukkan terdapatnya presipitasi atau endapan dengan struktur yang lebih jelas batas butirnya bila dibandingkan dengan keadaan sebelum dilakukan *heat treatment* (Gambar 2.16).¹⁸

Tabel 2.3 Perbedaan Unsur Cu Sebelum dan Sesudah *Heat Treatment* pada Analisis *EDX* ^{17, 18}

Unsur	Sebelum <i>Heat Treatment</i>	Setelah <i>Heat Treatment</i> <i>EDX</i> pada Titik luar <i>Precipitate</i>	Setelah <i>Heat Treatment</i> <i>EDX</i> pada Titik <i>Precipitate</i>
C	04,41 Wt%	04,19 Wt%	08,32 Wt%
Si	01,58 Wt%	01,84 Wt%	01,21 Wt%
Cr	15,69 Wt%	16,39 Wt%	07,08 Wt%
Fe	70,69 Wt%	68,98 Wt%	53,91 Wt%
Ni	04,43 Wt%	04,17 Wt%	18,15 Wt %
CU	03,20 Wt%	03,67 Wt%	10,92 Wt %

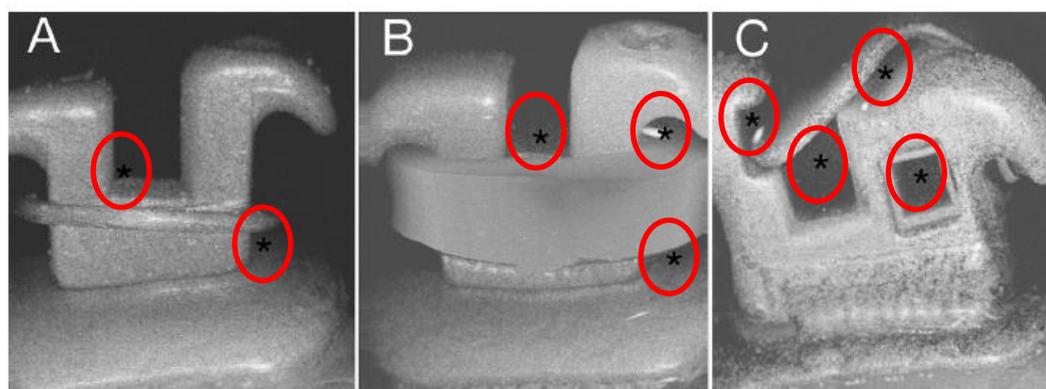


Gambar 2.16 Mikrostruktur *Stainless Steel* 17-4 PH Sebelum (a) dan Sesudah (b) *Heat Treatment* dengan Perbesaran 500x ¹⁸

Kemampuan dari *stainless steel* 17-4 PH yang dapat dilakukan *heat treatment* memiliki kelebihan tersendiri apabila dihubungkan dengan kebutuhan dalam memproduksi braket ortodontik salah satunya yaitu bagaimana sebuah desain braket ortodontik memiliki kekerasan yang mampu menerima suatu momen yang dihasilkan oleh gerakan *torque* yang diberikan oleh *arch wire*. Pada umumnya momen yang diberikan adalah 10 Nmm hingga 20 Nmm.⁴⁶

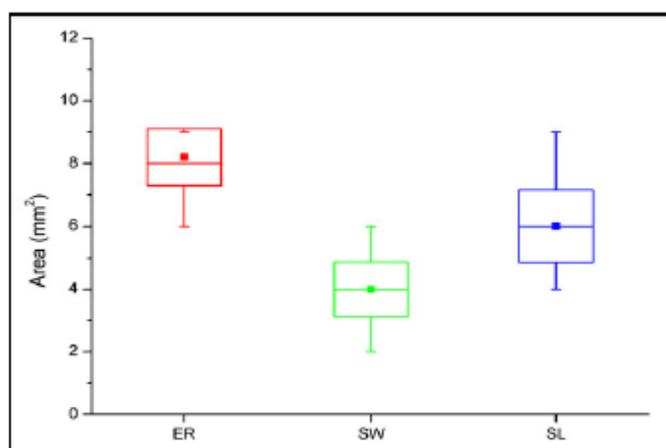
2.4.2 Desain Braket Ortodontik dan Terbentuknya Biofilm

Perawatan ortodontik cekat memiliki risiko dalam terbentuknya akumulasi biofilm dari bertambahnya jumlah bakteri kariogenik dan bakteri periodontal. Pasien memiliki kesulitan untuk menjaga kesehatan mulutnya sehingga akumulasi plak menyebabkan risiko terjadinya demineralisasi enamel dan penyakit periodontal. Ortodontik cekat memberikan kesempatan terjadinya kolonisasi bakteri *Streptococcus mutans* dan *Lactobacilli*, metode ligaturnya menjadi salah satu faktor penyebabnya. Desain braket ortodontik konvensional memakai metode ligatur dengan ligatur elastomer atau ligatur *steel wire* untuk mengikat *archwire* yang terletak dalam slot sedangkan braket ortodontik *self ligating* tidak memerlukan ligatur dari elastomer maupun *steel wire* karena memiliki klip pada desainnya untuk meligatur *archwire* pada slotnya. Garcez *et al.* membandingkan retensi biofilm pada tiga metode ligatur ini pada tahun 2011, hasil penelitiannya menunjukkan bahwa analisis mikrobiologi dan Gambaran dari *Optical Coherence Tomography (OCT)* mengindikasikan braket ortodontik konvensional yang menggunakan ligatur *wire* memiliki biofilm yang paling sedikit dibandingkan dengan braket *self ligating* maupun braket konvensional yang menggunakan ligatur elastomer. Untuk studi *invitro*, *OCT* merupakan metode yang lebih mudah untuk mengukur luas dan kedalaman biofilm, metode ini tidak perlu mengubah sampel seperti apa yang dilakukan pada penggunaan *Scanning Electron Microscopy (SEM)*.⁴⁷



Gambar 2.17 Gambaran Braket Ortodontik dengan *OCT*: A. Braket Ortodontik Konvensional dengan Ligatur *Wire*; B. Braket Ortodontik Konvensional dengan Ligatur Elastomer; C. Braket Ortodontik *Self Ligating*. Tanda Bintang merupakan Alokasi Utama Biofilm Terbentuk⁴⁷

Lokasi biofilm pada braket ortodontik konvensional dengan ligatur elastomer terletak di sekitar elastomer dan di daerah slot, untuk braket ortodontik *self ligating* biofilm banyak terbentuk di daerah slot dan di bawah klip, sedangkan braket konvensional ortodontik dengan ligatur *wire* paling sedikit terbentuk biofilmnya (Gambar 2.17 dan Gambar 2.18).⁴⁷



Gambar 2.18 Analisis Gambaran *OCT* dengan *Image J Software* untuk melihat Kuantitas dari Biofilm pada Braket Ortodontik dengan Metode Ligatur yang Berbeda: Ligatur *Steel Wire/Wire (SW)* menunjukkan Biofilm yang Lebih Sedikit dibandingkan *Self Ligating (SL)* dan Ligatur Elastomer (*ER*) ($p < 0,05$)⁴⁷

Streptococcus mutans dipilih dalam studi ini karena merupakan *acidogenic* dan *aciduric* bakteri yang merupakan organisme primer yang bertanggung jawab terhadap terjadinya karies pada enamel. Formasi plak yang terbentuk dapat menyebabkan penyakit periodontal dan dekalsifikasi enamel. Hasil memberi kesimpulan bahwa penggunaan ligatur elastomer lebih banyak menyebabkan bakteri menempel dibandingkan dengan yang diligatur dengan ligatur *steel wire*, oleh karena itu bagi pasien yang memiliki *oral hygiene* yang buruk sebaiknya menggunakan ligatur *steelwire* atau menggunakan braket *self ligating*.⁴⁷

2.4.3 Korosi pada Perawatan Ortodontik

Salah satu aspek yang menjadi perhatian adalah ketahanan korosi braket *stainless steel* terhadap lingkungan mulut. Apabila terjadi proses korosi maka ion-ion logam yang terlepas akan diserap oleh tubuh dan menyebabkan efek lokal

maupun efek sistemik. Efek dari korosi mengurangi sifat fisik material dan kemampuan klinik dari piranti ortodonti. Korosi merupakan suatu proses degradasi dari material secara kualitas maupun kuantitas akibat proses reaksi elektrokimia antara lingkungannya dengan material lain. Korosi timbul dengan kehilangan ion metal secara langsung ke dalam larutan atau kelarutan yang progresif dari permukaan film, biasanya oksida atau sulfida.

Korosi dapat terjadi karena reaksi elektrokimia, reaksi elektrokimia adalah reaksi pelepasan elektron atau disebut reaksi oksidasi dan penerimaan elektron atau disebut dengan reaksi reduksi. Terjadinya peristiwa korosi dipengaruhi oleh elemen-elemen utama sebagai berikut, yang pertama adalah elemen material, suatu material bersifat sebagai anoda. Anoda adalah suatu bagian yang mengalami reaksi oksidasi. Suatu logam apabila mengalami reaksi oksidasi akan kehilangan elektron dan senyawa logam tersebut berubah menjadi ion-ion bebas. Kedua yaitu elemen Lingkungan, suatu lingkungan akan bersifat sebagai katoda. Katoda merupakan bagian dari reaksi reduksi, lingkungan yang bersifat katoda akan membutuhkan elektron yang akan diambil dari anoda. Contoh lingkungan yang bersifat katoda adalah lingkungan air, atmosfer, gas, mineral *acid*, tanah, dan minyak. Ketiga yaitu terjadinya reaksi antara material dan lingkungan, reaksi antara keduanya menjadi persyaratan terjadinya korosi. Hubungan atau kontak langsung dari material dan lingkungan menimbulkan terjadinya reaksi reduksi dan oksidasi yang berlangsung secara spontan. Reaksi ini berupa transfer elektron yaitu pelepasan elektron yang disebut oksidasi dan penerimaan elektron yang disebut dengan reduksi.^{16, 18}

Lingkungan mulut terdapat saliva yang mengandung unsur zat-zat organik dan non organik yang kompleks. Lingkungan ini berperan sebagai elektrolit sehingga braket ortodontik pada lingkungan ini dapat mengalami korosi. Apabila braket beserta *archwire* diaplikasikan di dalam mulut, maka ada bagian dari salah satunya yang bersifat sebagai anoda dan ada bagian lain yang bersifat sebagai katoda. Daerah anoda akan mengalami oksidasi sehingga terjadi korosi, sedangkan pada daerah katoda akan mengalami reduksi, dimana permukaan logam akan menerima elektron bebas di saliva yang dihasilkan oleh daerah anoda. Ketahanan korosi braket ortodontik *stainless steel* bergantung dari kandungan

kromiumnya, kandungan kromium akan membentuk lapisan kromium secara spontan pada permukaan braket sehingga melindungi braket dari reaksi dengan lingkungan.¹⁶

2.4.3.1 Proses Korosi secara Kimia dan Fisik pada Perawatan Ortodontik

Proses kimia dan fisik meliputi *Uniform attack*, *Pitting corrosion*, *Crevice Corrosion*, *Galvanic corrosion*, *Intergranular corrosion*, *Fretting corrosion*, *Corrosion fatigue*, *Microbiologically influenced corrosion*. *Uniform attack* adalah korosi yang paling sering terjadi pada metal, melalui reaksi reduksi dengan lingkungan sekitar. lingkungan korosi harus memiliki akses ke semua bagian permukaan material sehingga korosi akan terlihat apabila memberi efek yang besar pada material karena metal yang terlarut.^{48, 49}

Pitting corrosion, korosi ini terlokalisir, simetri *corrosion* dimana *pits*/titik terbentuk pada permukaan metal, biasanya timbul pada braket ortodontik *stainless steel* yang diproteksi oleh lapisan tipis dari oksida. Pada lingkungan yang terdapat chloride, lapisan film akan terbuka dan metal cepat terpengaruh dan timbul formasi *pits*. Korosi ini dapat terbentuk pada permukaan *archwire* dan braket, karena mereka permukaannya tidak halus serta terjadinya interaksi antara braket dan *archwire* pada gigi yang rotasi menghasilkan momen berupa *torque*. Momen ini mempengaruhi inklinasi dari semua gigi pada arah bukal atau lingual insisif, momen yang dihasilkan oleh torsion dari *wire* rektanguler dalam slot braket ortodontik. Variasi dalam gerakan *torque* melibatkan kekakuan dari campuran logam pada *archwire*, sentuhan antara *archwire* dengan slot braket, model ligatur dan desain dari braket, semua mempengaruhi terjadinya *pitting corrosion*. Pada level mikroskopik, mereka dapat menunjukkan adanya banyak *pit* dan *crevice*.^{48, 49}

Crevice Corrosion, timbul diantara dua permukaan yang dekat atau tertekan pada tempat dimana tidak dapat terjadi sirkulasi oksigen. Sering muncul melalui aplikasi dari bagian non metalik seperti ligatur elastomer pada braket. Dua faktor yang mempengaruhi terjadinya *crevice corrosion* yaitu turunnya pH dan konsentrasi ion *chloride* bertambah. Keasaman dari medium bertambah seiring dengan waktu, lapisan pasif dari metal terpecah dan mempercepat proses korosi lokal. Produk korosi utama dari braket ortodontik *stainless steel* seperti Fe, Cr,

dan Ni adalah akumulasi dari celah dan pembentukan larutan *acidic chloride* yang tinggi sehingga menyebabkan *corrosion rate* menjadi tinggi.⁴⁸

Galvanic corrosion timbul ketika dua metal berinteraksi dan ditempatkan dalam larutan konduktif atau elektrolit. Semakin elektronegatif dari metal maka menjadi anoda. Semakin elektropositif maka metal menjadi katoda. Metal yang semakin elektropositif lebih mengkorosi. Pada umumnya *galvanik corrosion* terjadi karena perbedaan dalam potensial elektrokimia diantara dua (2) tipe metal atau metal yang sama pada daerah yang berbeda. Galvanic sel ini dapat juga dibuat pada keadaan yang berbeda, seperti perbedaan pH, perbedaan kekasaran/*surface finishing*, dan kekerasan dari penekukkan/ *bending* kawat yang berulang. Dalam perawatan ortodontik, korosi galvanik dapat timbul dimana dua (2) jenis metal yang berbeda digabungkan dalam konstruksi braket atau *hook* pada *archwire* yang disolder. Ini karena solderan secara mekanik aktif, membuat mudah terkena korosi. Problem terbesar adalah lepasnya ion besi, ion zinc, *copper*, terutama ion cadmium.^{48, 49}

Intergranular corrosion, *Stainless steel* memiliki kelemahan selama *brazing* dan *welding*, korosi ini dapat timbul pada temperatur 350° C. Pemanasan membawa reaksi dari kromium dengan karbon dalam *steel* untuk membentuk kromium karbida. Endapan dari karbida pada tepi butir dan bidang slip memiliki dua efek yaitu paduan metal menjadi lebih *brittle* terhadap pengaruh slip dan paduan metal lebih lemah terhadap korosi, karena kromium telah digunakan dalam reaksi untuk membentuk karbida, dan kurang membuat lapisan pasif oksida terbentuk.⁴⁹

Fretting corrosion, timbul pada area metal berkontak dengan subjek untuk menopang beban. Contohnya: pada *archwire* berkontak dengan braket ortodontik slot. Selama ada aplikasi pemberian beban pada permukaan menyebabkan pelindung pada permukaan lapisan oksida terganggu dan menimbulkan terjadinya korosi. Ketika *archwire* diligatur pada braket, reaktifitas dari paduan metal bertambah pada daerah yang terkena tekanan beban: ini disebut *stress corrosion*. Potensi elektrokimia kemudian dapat dibuat sepanjang *wire*, dengan beberapa daerah sebagai anoda dan yang lainnya sebagai katoda, yang memfasilitasi terjadinya korosi.⁴⁹

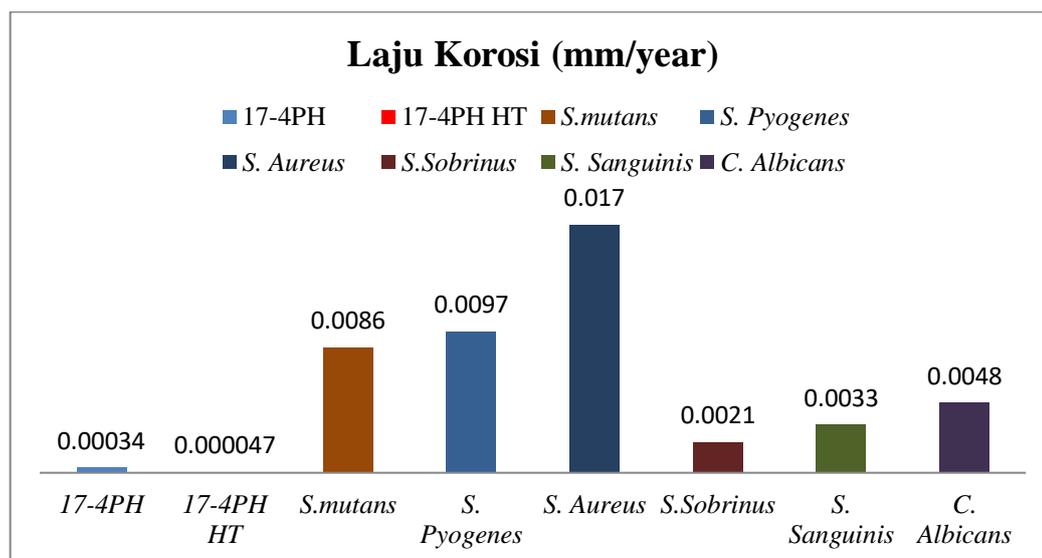
Corrosion fatigue, Metal secara umum memiliki tendensi yang lebih untuk terjadinya fraktur karena tekanan yang berulang-ulang yang disebut dengan *fatigue*. Fenomena ini semakin cepat jika paduan logam terletak di medium korosif, contoh: korosi ini dapat timbul ketika *archwire* berada di dalam mulut dalam waktu yang lama, meskipun begitu pada penelitian tentang *corrosion fatigue* pada nikel titanium, titanium molybdenum dan *stainless steel*, menunjukkan tidak ada peningkatan korosi akibat tekanan mekanik dan elektrokimia.⁴⁹

Microbiologically influenced corrosion (MIC), aktivitas mikroba dalam biofilm yang terbentuk di permukaan material memberikan efek kinetik dari reaksi katoda atau anoda dan dapat mengubah kimiawi lapisan pelindung, sehingga menimbulkan peningkatan terjadinya korosi. *MIC* timbul di habitat yang mengandung air tergantung dari variasi kandungan, temperatur, *stress* dan pHnya. Mikroorganisme dan produknya dapat memberi efek terhadap braket ortodontik dengan dua cara, yaitu: pertama beberapa spesies mengabsorpsi paduan metal dan membuat korosi,⁴⁹ mikroba seperti bakteri atau jamur pada permukaan material membuat daerah dibawah koloni tersebut akan kekurangan oksigen dan menjadi anoda. Korosi yang sering terjadi adalah korosi *pitting*, namun densitas material yang terkorosi tidak jauh berbeda dari densitas koloni mikroba yang terdeposit.¹⁷

Cara yang kedua melalui hasil metabolisme spesies setiap mikroba yang dapat merubah kondisi lingkungan mulut semakin konduktif terhadap korosi, yaitu dengan meningkatkan keasaman lingkungan.⁴⁹ Koloni mikroba menghasilkan asam inorganik dan organik, saat pembentukan asam inorganik akan memicu produksi ion hidrogen dan dapat menyebabkan *hydrogen embrittlement*. Pada kondisi anaerobik, beberapa bakteri dapat mereduksi ion sulfat untuk menghasilkan oksigen dan ion sulfida. Ion sulfida tersebut kemudian akan berikatan dengan ion besi menjadi besi sulfida.¹⁷

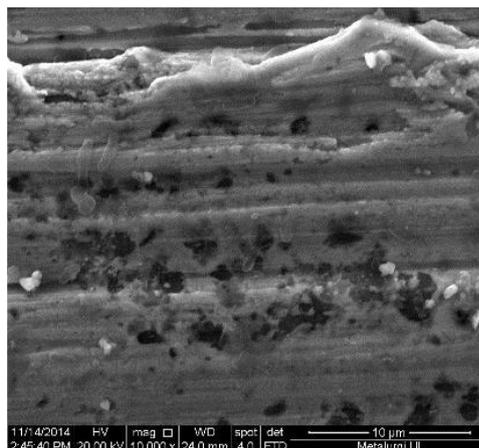
Penelitian laju korosi yang disebabkan mikrobiologi sebelumnya dilakukan pada tahun 2014, yaitu penelitian kolaborasi antara Fakultas Teknik departemen Metalurgi dan Material bersama dengan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia. Tujuan dari penelitian ini menganalisis laju korosi dan morfologi korosi *pitting* pada sampel *stainless steel* 17-4 PH yang mengalami

perlekatan lapisan biofilm dari bakteri *streptococcus mutans*, *staphylococcus pyogenes*, *staphylococcus aureus*, *streptococcus sobrinus*, *streptococcus sanguinis*, dan jamur *candida albicans*. Hasil analisis laju korosi menunjukkan bahwa setiap bakteri maupun jamur memiliki pengaruh terhadap sampel dalam meningkatkan laju korosi dibandingkan dengan sampel yang tidak diberi perlekatan biofilm (Gambar 2.19).^{17, 40, 41}



Gambar 2.19 Perbedaan Laju Korosi pada Material *Stainless Steel* 17-4 PH dengan 17-4 PH yang diberi Perlakuan *Heat Treatment* serta 17-4 PH Hasil *Heat Treatment* lalu diberikan Perlekatan Biofilm Berbagai Macam Bakteri serta Jamur^{17, 40, 41}

Hasil uji *SEM* menunjukkan terbentuknya morfologi *pit* yang ditimbulkan oleh lapisan biofilm. Permukaan sampel *stainless steel* 17-4 PH menunjukkan terdapat warna gelap, warna gelap tersebut menunjukkan bentuk korosi *pitting* dan perbedaan kedalaman pada permukaan material (Gambar 2.20).



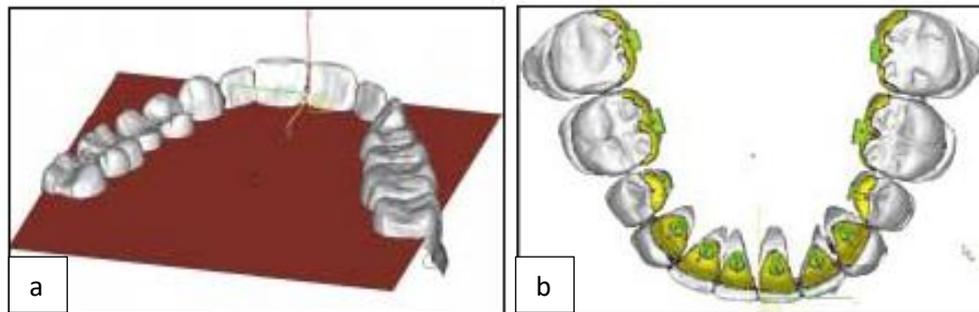
Gambar 2.20 Hasil Uji *SEM* Gambaran Korosi *Pitting* pada Sampel *Stainless Steel* 17-4 PH yang Mengalami Perlekatan Biofilm Bakteri^{17, 40, 41}

Penelitian di atas menunjukkan bahwa ada dampak negatif dari perawatan ortodontik cekat, dimana terjadi banyaknya jumlah perlekatan biofilm setelah braket diletakkan di dalam mulut. Kondisi ini membuat beberapa hal harus dilakukan seperti kebersihan mulut yang harus benar-benar terjaga dan obat kumur anti mikroba, namun pada braket ortodontik ada beberapa penelitian yang pernah dilakukan seperti pemberian anti perlekatan biofilm pada permukaan braket ortodontik. Inovasi ini pada tahun 2010 dibuktikan oleh Demling bahwa anti perlekatan dapat mengurangi perlekatan biofilm.⁵⁰

2.5 *Investment Casting*

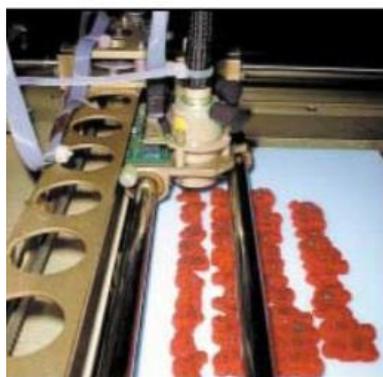
Braket Ortodontik yang terbuat dari metal seperti *stainless steel*, titanium, kromium kobalt merupakan material yang paling sering digunakan pada perawatan ortodontik. Braket ini dapat difabrikasi dengan tiga metode, yaitu metode *casting*, metode *metal injection molding* dan metode *milling*.⁵¹ Pada awalnya braket ortodontik berbahan metal difabrikasi dengan cara *casting* dan *milling* atau kombinasi antara keduanya, namun sejak tahun 1980 telah dikembangkan metode baru untuk fabrikasi *Metal Injection Molding (MIM)*. Metode *casting* masih dapat diaplikasikan untuk fabrikasi braket ortodontik karena sebenarnya metode ini masih digunakan di luar negeri untuk fabrikasi braket ortodontik *lingual*, salah satu contohnya adalah Incognito® produk dari 3M, USA. Braket ortodontik ini merupakan braket yang disesuaikan dengan pasien secara individual atau disebut braket *lingual customized*.²²

Tahapan fabrikasi braket ortodontik Incognito® dengan metode *investment casting* adalah sebagai berikut, pertama-tama model gigi pasien dilakukan *scan* 3D (Gambar 2.21.a), lalu penentuan *body*, *slot*, *wings* dan *hooks* dari braket didesain dengan *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) software* dan disesuaikan dengan model gigi pasien yang sudah *discan* (Gambar 2.20.b).²²



Gambar 2.21 a. Hasil Scan 3D dari Model Gigi Pasien.; b. *Body*, *Slot*, *Wings* dan *Hooks* dari Braket didesain dengan *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) Software*²²

Hasil desain lalu dikonversi dengan *rapid prototyping machine* menjadi *wax pattern* (Gambar 2.22), *wax* berwarna hijau merupakan braket *pattern* sedangkan *wax* berwarna merah merupakan penyangga untuk braket *pattern* yang akan hilang secara termal saat dicelupkan ke dalam larutan tertentu pada temperatur 60° F, setelah itu *wax* braket *pattern* tersebut dilekatkan dengan *runner* dan disusun kedalam tube untuk persiapan *casting* (Gambar 2.23).²²



Gambar 2.22 *Wax Pattern* dari Desain Braket dihasilkan oleh Mesin *Rapid Prototyping*²²



Gambar 2.23 *Sprue dan Runner di dalam Tube* ²²

Tahap selanjutnya *wax* dipanaskan hingga 690°F, hingga *wax* menguap tanpa meninggalkan sisa. *Casting* dilakukan dengan suhu 1160°F pada atmosfer argon, lalu braket dilakukan *polishing* dengan *sandblasting* dengan aluminium oksida (Gambar 2.24). Selesai tahap *polishing* kemudian braket dipotong dari semua *runnerya* dan diperiksa setiap bagian slotnya. Apabila ukuran slot yang direncanakan sebesar 0.0180 inci tidak sesuai nilai toleransi 0,0180-0,0183 inci, maka pembuatan braket dilakukan kembali.²²

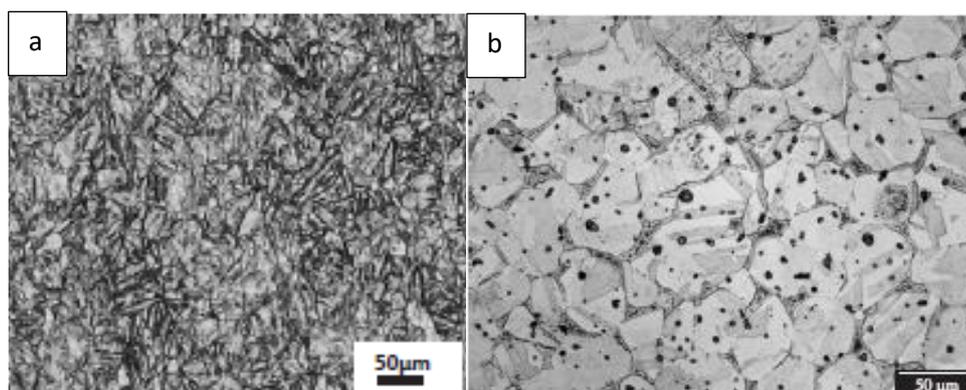


Gambar 2.24 Hasil *Casting dan Finishing* ²²

Sejak tahun 2013-2016 Universitas Indonesia turut melakukan penelitian kolaborasi dalam proses fabrikasi braket ortodontik yaitu melalui kerjasama antara Fakultas Kedokteran Gigi, Fakultas Teknik Departemen Material dan Metalurgi serta Departemen Teknik Mesin. Pada saat itu fabrikasi braket ortodontik dilakukan dengan pemilihan material *stainless steel* 316, letak perbedaannya dengan produk incognito® hanya pada persiapan *wax pattern*, penelitian ini tidak menggunakan alat *rapid prototyping* namun menggunakan cetakan (*mold*) dan diinjeksikan *wax* kedalam *mold* tersebut.²⁰ Tahapan *investment casting* dengan menggunakan material *stainless steel* 17-4 PH akan dilakukan pada penelitian ini.

2.5.1 Mikrostruktur *Stainless Steel* 17-4 PH Hasil *Investment Casting* dan Hasil *Metal Injection Molding (MIM)*

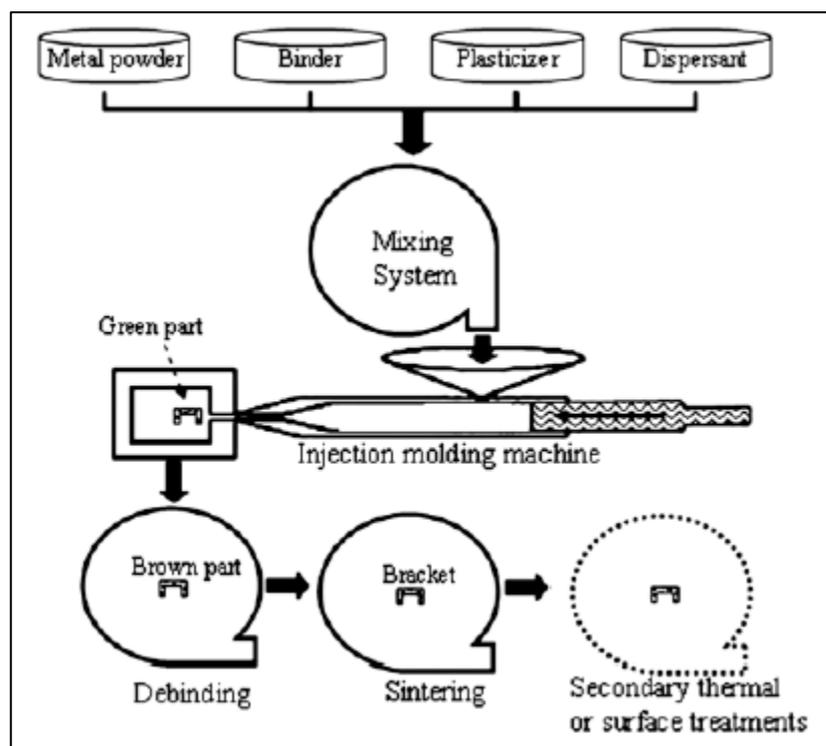
Perbedaan mikrostruktur, komposisi, kekerasan, fungsi mekanik material *stainless steel* 17-4 PH akan berdampak terhadap perbedaan performa braket ortodontik di klinik.⁵² Penelitian yang dilakukan oleh Arindam *et al.* (2016) menunjukkan mikrostruktur *stainless steel* 17-4 PH dengan metode *casting* memiliki perbedaan morfologi dengan penelitian yang dilakukan oleh Schroeder *et al.* dengan metode *Metal Injection Molding (MIM)* (Gambar 2.25).^{53, 54} Perbedaan utama antara kedua metode tersebut adalah jumlah porositas yang lebih banyak pada hasil *Metal Injection Molding*.⁵⁵ Mikrostruktur pada Gambar 2.25a menunjukkan gambaran jarum dari martensitik,⁵⁶ sedangkan mikrostruktur pada Gambar 2.25b menunjukkan gambaran martensitik dan delta ferit.⁵⁴



Gambar 2.25 Mikrostruktur *Stainless Steel* 17-4 PH dengan *Investment Casting*; b. *Stainless Steel* 17-4 PH dengan *Metal Injection Molding (MIM)*.^{53, 54}

Metode *Metal Injection Molding* telah dikembangkan sejak tahun 1980 dan merupakan salah satu yang banyak digunakan untuk produksi braket ortodontik. Proses pembuatannya berbeda dengan *investment casting* menyebabkan mikrostruktur produk yang dihasilkan berbeda, *MIM* meliputi serbuk metalurgi yang dikombinasikan dengan *binders* (*wax*, *thermoplastic resins*, material lain), pelumas, dan *dispersant* sampai homogen dan disebut dengan *feedstock*. *Feedstock* tersebut diinjeksikan melalui mesin injeksi ke dalam cetakan (*mold*) yang geometrinya dibesarkan 17-22% untuk mengkompensasi terjadinya

shrinkage saat *sintering*. Hasil dari injeksi disebut dengan *green parts*, lalu proses selanjutnya disebut dengan *debinding* yang berguna untuk menghilangkan 90% *binder* dari *green parts* dengan proses pemanasan, pelarut atau kombinasi keduanya. *Green parts* kemudian bertransformasi menjadi *brown parts* yang memiliki geometri yang sama, namun disertai struktur yang porous. Tahap akhir dari metode ini adalah tahap *sintering* yang dilakukan di dalam *furnace* dengan temperatur yang tinggi di dalam lingkungan yang vakum atau di dalam lingkungan yang atmosfernya terkontrol. Tahap ini membuat sisa-sisa *binder* tereliminasi dan hasil akhir produk mengalami *shrinkage* seperti yang diperkirakan sebelumnya sebesar 17-22% dan mencapai geometri yang diinginkan. Hasil produk *MIM* memiliki toleransi $\pm 0,3\%$ untuk geometrinya dan nilai massa jenis di atas 97% yang sesuai berdasarkan standar massa jenis materialnya. Hasil *MIM* pada kondisi tertentu dapat disertai perlakuan *heat treatment* (Gambar 2.26).²¹



Gambar 2.26 Proses *Metal Injection Molding (MIM)*.²¹

2.6 Kerangka Teori

Kebutuhan akan perawatan ortodontik menunjukkan peningkatan ketika melihat data salah satu propinsi di Indonesia yang bervariasi penduduknya yaitu Propinsi DKI Jakarta. Berdasarkan data pada tahun 2003 di Jakarta Pusat, 2004 Jakarta Selatan dan 2010 di Jakarta Timur menunjukkan bahwa kebutuhan perawatan ortodontik pada remaja usia 12-13 tahun memiliki persentase sebesar 43,8 %, 49,4%, dan yang terakhir yaitu 91,7%.¹⁻³ Untuk menangani kebutuhan tersebut maka perlu mempersiapkan infrastrukturnya seperti sumber daya manusianya, sarana dan prasarananya. Salah satu media alat kesehatan untuk perawatan ortodontik adalah braket ortodontik, namun alat kesehatan ortodontik yang beredar selama ini hampir seluruhnya impor. Sesuai dengan UU nomor 36 pasal 94 tahun 2008 dan sesuai rencana Kemenkes RI agar Indonesia tangguh di tahun 2035, perlu sekiranya untuk segera melakukan industrialisasi alat kesehatan.⁹

Hal ini dapat dimulai dengan mendorong penguasaan teknologi dalam bidang alat kesehatan dan meningkatkan kemandirian alat kesehatan. Sejarah panjang braket ortodontik sejak 1909 sampai sekarang memberikan beragam informasi mulai desain, material, serta manufakturnya¹³ Desain braket ortodontik menjadi perhatian khusus karena memiliki tujuan untuk mencapai perawatan ortodontik yang optimal bagi pasien.¹¹ Beberapa faktor yang sangat berpengaruh yaitu faktor biologis dan proses biomekanik, selain itu standar internasional ISO 27020 tahun 2010 menjadi acuan dalam mendesain sebuah braket.³¹ Desain braket yang dibutuhkan untuk mendukung proses biomekanik telah berkembang menjadi sebuah desain yang *customized* sesuai gigi setiap pasien, namun biaya produksinya sangat tinggi.^{51,20}

Biaya yang mahal menjadikan braket ortodontik dengan desain yang konvensional sesuai ciri gigi daerah tertentu lebih banyak digunakan. Braket ini memiliki *angle of torque* maupun angulasi berdasarkan negara asal braket tersebut diproduksi. Desain yang direncanakan akan berhubungan langsung dengan *force* yang aplikasikan saat perawatan ortodontik. Apabila *force* yang diberikan menyentuh area yang luas pada desain braket, maka dapat meminimalisasi *stress* pada gigi maupun braket ortodontik.¹¹ Morfologi yang paling banyak di Indonesia

adalah Morfologi Deuteromalayid selain Protomalayid dan Dayakid,⁵ maka konsep braket yang disesuaikan dengan karakteristik gigi dari morfologi Deuteromalayid menjadi pilihan pertama untuk mengembangkan penelitian mengenai desain braket ortodontik di Indonesia.

Faktor biologis yang menjadi perhatian yaitu hubungan perawatan ortodontik terhadap risiko terjadinya resorpsi akar. Kekuatan mekanik dari desain dan pemilihan material yang tepat memiliki pengaruh terhadap kejadian resorpsi akar.³⁵ Tekanan yang diberikan oleh *archwire* terhadap braket ortodontik semestinya disesuaikan dengan ambang batas fisiologis sehingga mencegah terjadinya *undermining resorbsion*. Salah satunya adalah memperkirakan letak dari *center of resistance*, sehingga gaya yang diberikan memberikan efek gerakan yang mendekati linear dan tidak memberikan *force* yang berlebihan.³⁶ Desain braket ortodontik dengan hubungannya antara ikatan ligatur kawat maupun elastomer turut berperan pula dengan terbentuknya biofilm. Braket ortodontik konvensional dengan ligatur *wire* menunjukkan terbentuknya biofilm lebih sedikit dibandingkan dengan ikatan ligatur elastomer maupun braket jenis *self ligating*.⁴⁷

Faktor mekanik yang menjadi perhatian apabila terdapat *force* yang berlebihan dipengaruhi oleh friksi yang terjadi antara braket ortodontik dengan *archwire*nya. Tekanan friksi timbul akibat kontak poin antara *archwire*, braket slot dan ligatur, tiga poin ini yang menjadi aspek yang menentukan perbedaan nilai friksi. Kontak poin tersebut dapat menyebabkan tiga (3) fenomena yaitu *binding fenomena*, *notching fenomena*, dan *critical contact angle*.^{32,37} Desain braket yang baik dapat berperan dalam mengurangi terjadinya kekurangan yang terjadi pada faktor biologis maupun faktor biomekanik. Banyak perusahaan membuat desain yang berbeda-beda untuk mengatasi hal-hal tersebut. Aspek materialpun turut berperan dalam mempengaruhi faktor-faktor tersebut, pada umumnya material yang paling sering digunakan adalah braket ortodontik metal yang berbahan *stainless steel*. Ada lima klasifikasi *stainless steel* yang dapat dijadikan pilihan namun braket ortodontik yang beredar memiliki bahan *stainless steel* dengan klasifikasi austenitik dan *precipitation hardening*.¹¹

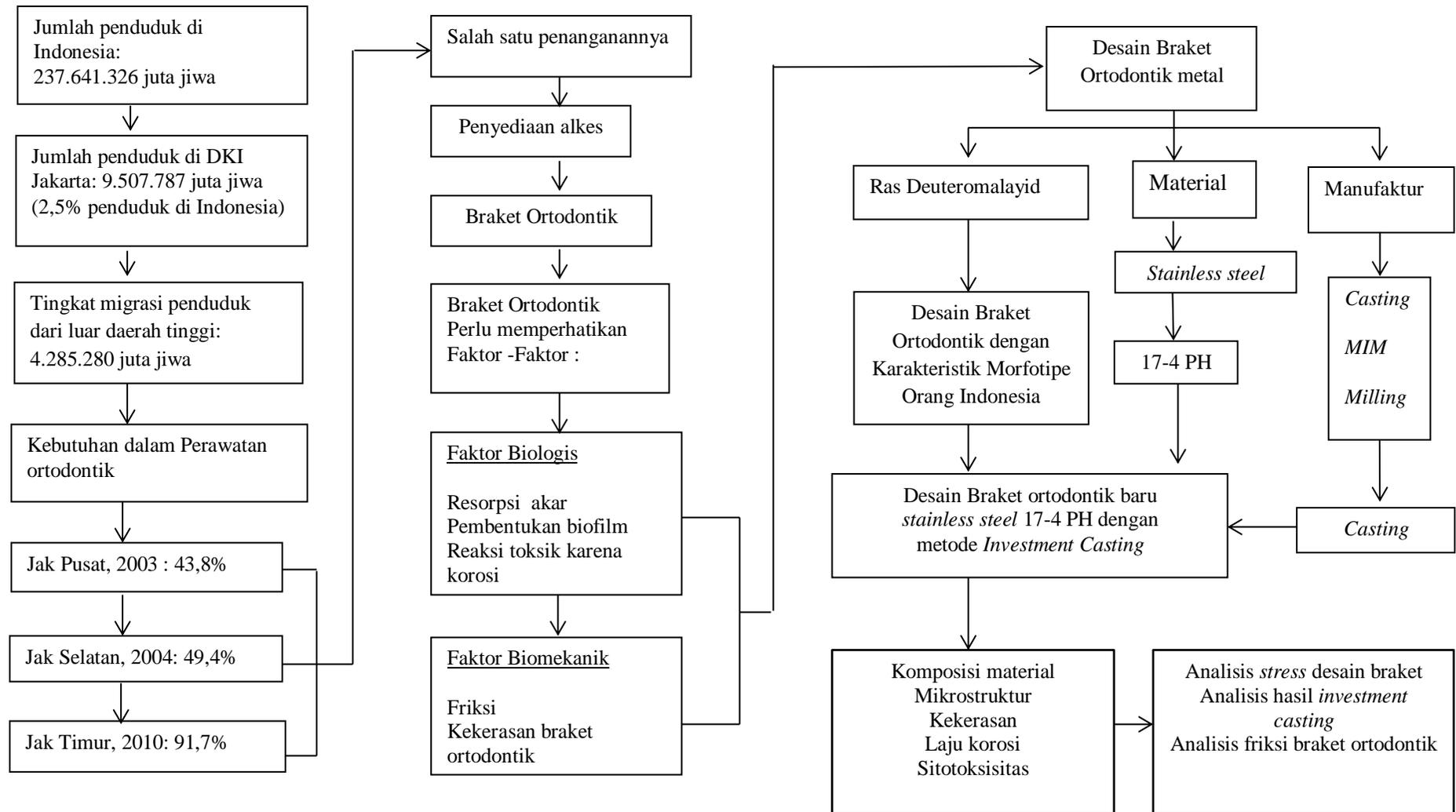
Braket ortodontik erat kaitannya dengan penerimaan bermacam titik poin *force* yang berasal dari *archwire* sehingga membutuhkan jenis material *stainless*

steel yang mampu mengakomodasi hal tersebut. Pemilihan desain dan material memberikan efek pada faktor biologis seperti keterangan di atas, salah satunya dari aspek sitotoksitasnya. Beberapa kandungan seperti nikel, kromium dan kobalt merupakan kandungan metal di dalam *stainless steel* yang dapat menyebabkan reaksi alergi, toksik dan mutagenik. Ion-ion ini dapat lepas akibat beberapa faktor seperti temperatur, pH, stress dari gaya mekanik, korosi akibat mikroflora. *World Health Organization (WHO)* merekomendasikan dosis kromium dalam sehari sebesar 50-200 µg/hari dan nikel 25-35 µg/hari.⁴³ Jenis *stainless steel* 17-4 PH yg merupakan klasifikasi *precipitation hardening* menjadi pilihan yang terbaik untuk aplikasi yang membutuhkan kekuatan yang tinggi dan ketahanan korosi yang baik, jenis ini mengandung 17% kromium dan 4 % nikel ditambah 0.3% niobium dan 4% tembaga. *Stainless steel* 17-4 PH dapat ditingkatkan sifat mekanik dan tingkat ketahanan korosinya dengan pemanasan atau disebut dengan *heat treatment*.^{17,44}

Proses fabrikasi braket ortodontik dapat dilakukan dengan tiga metode, yaitu metode *investment casting*, metode *metal injection molding (MIM)* dan metode *milling*.⁵¹ Pada awalnya braket ortodontik berbahan metal difabrikasi dengan cara *casting* dan *milling* atau kombinasi antara keduanya, namun sejak tahun 1980 telah dikembangkan metode baru untuk fabrikasi *Metal Injection Molding (MIM)*. Metode *casting* masih dapat diaplikasikan untuk fabrikasi braket ortodontik karena sebenarnya metode ini masih digunakan di luar negeri untuk fabrikasi braket ortodontik *lingual*, salah satu contohnya adalah Incognito® produk dari 3M. Braket ortodontik ini merupakan braket yang disesuaikan dengan pasien secara individual atau disebut braket *lingual customized*.²²

Sejak tahun 2013- 2016 Universitas Indonesia turut melakukan penelitian kolaborasi dalam proses fabrikasi braket ortodontik yaitu melalui kerjasama antara Fakultas Kedokteran Gigi, Fakultas Teknik Departemen Material dan Metalurgi serta Departemen Teknik Mesin. Pada saat itu fabrikasi braket ortodontik dilakukan dengan pemilihan material *stainless steel* 316, letak perbedaannya dengan produk Incognito® hanya pada persiapan *wax pattern*, penelitian ini tidak menggunakan alat *rapid prototyping* namun menggunakan *mold* dan diinjeksikan *wax* kedalam *mold* tersebut.²⁰ Tahapan *investment casting*

dengan menggunakan material *stainless steel* 17-4 PH akan dilakukan pada penelitian ini. Kerangka Teori dari penelitian ini dapat terlihat pada Gambar 2.27.



Gambar 2.27 Kerangka Teori

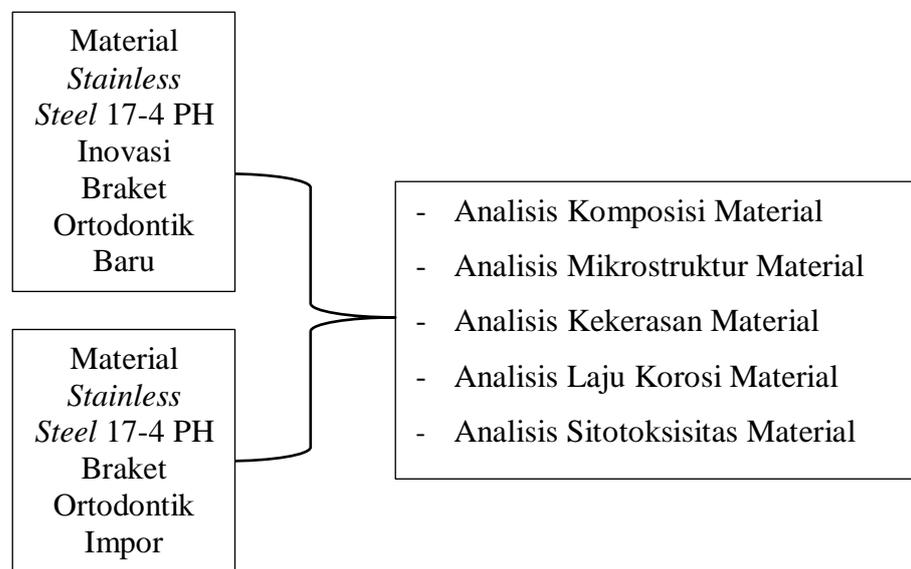
BAB 3

KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS

Penelitian Tahap I

Penelitian tahap 1 melakukan analisis komposisi, mikrostruktur, kekerasan, laju korosi dan sitotoksitas material *stainless steel* 17-4 PH antara inovasi braket ortodontik yang baru dengan braket ortodontik produk impor. Kerangka konsep penelitian tahap I dapat dilihat pada Gambar 3.1.

Konsep Penelitian Tahap I



Gambar 3.1 Diagram Kerangka Konsep Tahap I

3.1.2 Identifikasi Variabel

3.1.2.1 Variabel independen

Braket ortodontik:

- Material inovasi braket ortodontik baru
- Material braket ortodontik produk impor

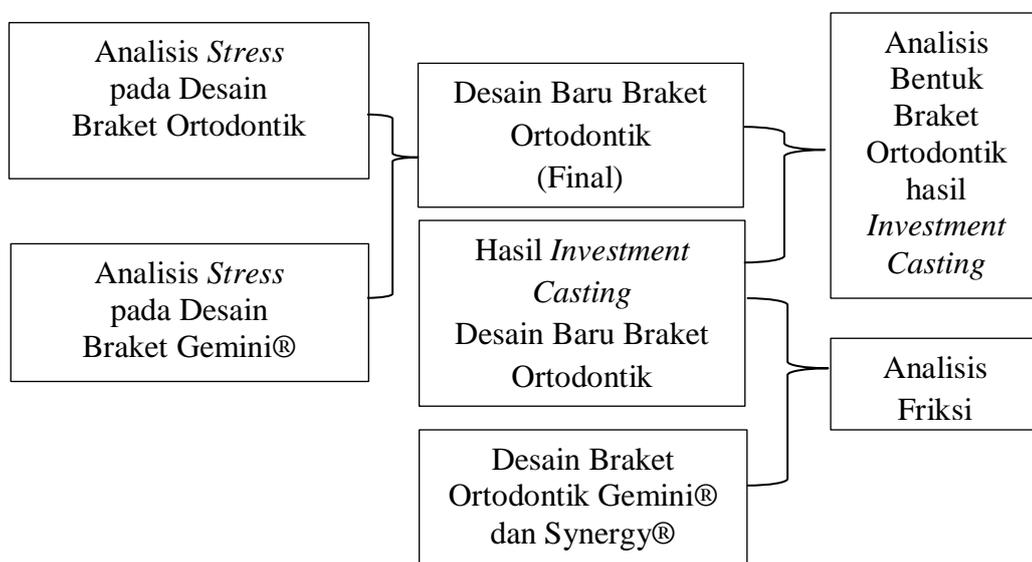
3.1.2.2 Variabel Dependen:

- Analisis komposisi material *stainless steel* 17-4 PH
- Analisis mikrostruktur material *stainless steel* 17-4 PH
- Analisis kekerasan material *stainless steel* 17-4 PH
- Analisis laju korosi material *stainless steel* 17-4 PH
- Analisis sitotoksitas material *stainless steel* 17-4 PH

3.2 Penelitian Tahap II

Penelitian tahap dua yaitu menganalisis *stress* dan ketahanan friksi pada inovasi braket ortodontik yang baru dengan pemilihan material *stainless steel* 17-4 PH yang kemudian dibandingkan dengan braket ortodontik produk impor yang mengandung *stainless steel* 17-4 PH. Kerangka konsep penelitian tahap II dapat dilihat pada Gambar 3.2.

3.2.1 Konsep Penelitian Tahap II



Gambar 3.2 Diagram Kerangka Konsep Penelitian Tahap II

3.3 Hipotesis

Berdasarkan perumusan masalah dan kerangka teori yang telah diuraikan, maka dapat dirumuskan hipotesis sebagai berikut:

3.3.1 Hipotesis Mayor

Inovasi braket ortodontik baru *stainless steel* 17-4 PH dengan metode *investment casting* setara dengan braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH produk impor, baik dalam aspek komposisi, mikrostruktur, kekerasan, laju korosi, sitotoksitas material, serta aspek analisis *stress*, analisis bentuk braket hasil *investment casting* dan analisis friksinya.

3.3.2 Hipotesis Minor

- 3.3.2.1 Terdapat perbedaan komposisi antara material braket ortodontik baru *stainless steel* dengan material braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH produk impor.
- 3.3.2.2 Terdapat perbedaan mikrostruktur antara material braket ortodontik baru *stainless steel* dengan material braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH produk impor.
- 3.3.2.3 Terdapat perbedaan kekerasan antara material braket ortodontik baru *stainless steel* dengan material braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH produk impor.
- 3.3.2.4 Terdapat perbedaan laju korosi antara material braket ortodontik baru *stainless steel* dengan material braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH produk impor.
- 3.3.2.5 Terdapat perbedaan sitotoksitas antara material braket ortodontik baru *stainless steel* dengan material braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH produk impor.
- 3.3.2.6 Terdapat perbedaan analisis *stress* antara inovasi braket ortodontik baru *stainless steel* dengan braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH produk impor.

3.3.2.7 Terdapat perbedaan bentuk inovasi braket ortodontik baru hasil *investment casting* dengan bentuk desain braket ortodontik baru *stainless steel 17-4 PH*.

3.3.2.8 Terdapat perbedaan analisis friksi antara inovasi braket ortodontik baru *stainless steel 17-4 PH* dengan braket ortodontik *stainless steel 17-4 PH* produk impor.

3.4 Identifikasi Variabel

3.4.1 Variabel Independen

- Braket ortodontik konvensional *stainless steel 17-4 PH* yang diproduksi impor (Gemini®, 3M, USA).
- Braket ortodontik non konvensional *stainless steel 17-4 PH* yang diproduksi impor (Synergy®, RMO, USA).
- Inovasi braket ortodontik baru *stainless steel 17-4 PH*.

3.4.2 Variabel Dependen

- Analisis *stress*
- Analisis bentuk inovasi braket ortodontik baru hasil *Investment Casting*
- Friksi

3.5 Definisi Operasional

Variabel Independen	Definisi Operasional	Cara	Skala
Tahap 1			
Komposisi Material	Komposisi kimia dalam <i>stainless steel</i>	EDX : braket ortodontik impor dan XRF : braket ortodontik baru	Numerik
Mikrostruktur Material	Pengamatan bentuk atau struktur material	Mikroskop Metalografi	Ordinal

Variabel Independen	Definisi Operasional	Cara	Skala
		Visualisasi: Homogen Tidak homogen	
Kekerasan Material	Ketahanan suatu material terhadap deformasi pada permukaan material	Menganalisis kekerasan bagian <i>tie wing</i> braket terhadap daya tekan 300g	
		Alat Ukur: <i>Microhardness Vickers</i>	Numerik
Laju Korosi Material	Kecepatan penurunan kualitas bahan terhadap waktu akibat korosi	Ketahanan <i>stainless steel</i> 17-4 PH terhadap oksidasi pada suhu rongga mulut 37°C dan larutan saliva pH 7	
		Alat Ukur: <i>Potensio dinamic testing</i>	Numerik
Sitotoksisitas Material	Persentase viabilitas antara sel yang dipaparkan <i>ion release</i> dengan viabilitas sel yang tidak dipaparkan	<i>ion release</i> dari Nikel dan Kromium pada <i>artificial saliva</i> 7 pH dipaparkan pada sel <i>HaCat</i>	
		Alat Ukur: <i>MTT Assay</i>	Numerik
Tahap 2			
Simulasi analisis stress pada braket ortodontik	<i>Stress</i> /tegangan yang terjadi pada suatu bidang ketika terkena suatu gaya	Pemberian <i>force</i> sebesar 80 g oleh <i>archwire</i> terhadap bagian <i>wing</i> braket dengan arah yang berbeda, untuk menghasilkan gerakan <i>tipping arah mesiodistal</i>	

Variabel Independen	Definisi Operasional	Cara	Skala
		Alat Ukur: <i>Stress Anaysis CAD/CAM (Autodesk inventor 2014)</i> ®	Numerik
Analisis bentuk braket ortodontik hasil <i>investment casting</i>	Geometri Braket ortodontik	Perbandingan geometri desain braket ortodontik dengan geometri braket hasil <i>investment casting</i>	
		Alat Ukur: Kaliper Digital: Mitutoyo Absolute AOS Digimatic CD-8 ASX	Numerik
Friksi	Besarnya gaya yang menahan saat terjadi pergeseran <i>archwire</i> di dalam slot braket ortodontik	Gaya friksi desain braket ortodontik oleh <i>archwire</i> 0.019 x 0.025 inci dan ligatur <i>wire</i> 0.08 inci. Gaya maksimal direkam ketika terjadi pergeseran sejauh 4 mm dengan kecepatan 10mm/menit	
		Alat Ukur: <i>Instron 5900 Tensile test</i>	Numerik

BAB 4

METODE PENELITIAN

Tujuan penelitian ini yaitu menganalisis perbedaan komposisi, mikrostruktur, kekerasan, laju korosi, sitotoksitas, analisis *stress* pada desain braket ortodontik, analisis hasil braket ortodontik dengan *investment casting* dan friksi antara desain baru braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH dengan braket ortodontik *stainless steel* produk impor, maka dirancang suatu desain penelitian eksperimental laboratorik.

4.1 Jenis Penelitian

Penelitian dilakukan dengan desain eksperimental laboratorik untuk menguji perbedaan kelompok kontrol dengan kelompok perlakuan

4.2 Tempat dan Waktu Penelitian

4.2.1 Tempat Penelitian

- Uji *SEM* dan *EDX* di PT. Vanadia Utama, Komplek Sentra Industri Terpadu, Pantai Indah Kapuk, Blok G1 No 5, Jakarta dan di CMPFA (The Central for Materials Processing and Failure Analysis), Fakultas Teknik Universitas Indonesia, Universitas Indonesia.
- Uji Kekerasan dilaksanakan di Laboratorium Metalografi dan HST, Departemen Metalurgi dan Material, Fakultas Teknik Universitas Indonesia.
- Uji ion *release* di PT. ALS Indonesia Laboratory Environmental Services, Kawasan Industri Sentul. Jl. Cahaya Raya Blok K, Bogor.
- Uji Sitotoksitas dilaksanakan di Laboratorium Oral Biologi, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Indonesia.
- Uji Laju Korosi dilaksanakan di Laboratorium Korosi, Departemen Metalurgi dan Material, Fakultas Teknik Universitas Indonesia.
- Uji *stress* dilaksanakan di Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik Universitas Indonesia.
- Pelaksanaan proses *Investment Casting* desain baru braket ortodontik

stainless steel 17-4 PH di PT. Trieka Aimex, Jl. Lanbau no. 10, Cibinong.

- Analisis Friksi dilaksanakan di Laboratorium Biomedik, Program Pascasarjana Ilmu Biomedik, Fakultas Kedokteran, Universitas Indonesia.

4.2.2 Waktu Penelitian

Tahun 2013 -2017

4.3 Sampel

- 4.3.1 10 sampel penelitian desain braket ortodontik konvensional impor yang terbuat dari material *stainless steel* 17-4 PH (Gemini®, 3M, USA).
- 4.3.2 10 sampel penelitian desain braket ortodontik non konvensional impor (Synergy®, RMO, USA).
- 4.3.3 10 sampel penelitian desain baru braket ortodontik yang terbuat dari *stainless steel* 17-4 PH.

4.4 Subjek Penelitian

4.4.1 Besar Sampel Penelitian

Sampel Penelitian adalah braket ortodontik baru dan 2 kelompok braket ortodontik impor yang terbuat dari material *stainless steel* 17-4 PH. Jumlah sampel akan dihitung menggunakan rumus *LEMESHOW*.

$$n = \frac{Z^2 \cdot N \cdot p \cdot q}{D^2(N-1) + Z^2 \cdot p \cdot q}$$

$$n = \frac{1,92^2 \cdot 10 \cdot 0,5 \cdot 0,5}{0,1^2 \cdot (10-1) + 1,96^2 \cdot 0,5 \cdot 0,5} = \frac{9,216}{1,0504} = 8,77$$

Berdasarkan rumus maka dapat diketahui jumlah sampel minimal adalah 8 braket ortodontik dan dalam penelitian ini jumlah sampel dibulatkan menjadi 10 subjek per kelompok penelitian pada uji kekerasan, uji laju korosi, uji friksi. Khusus untuk analisis bentuk pada inovasi braket ortodontik baru dilakukan pada satu sampel braket hasil *investment casting*.

Keterangan:

n : Besar sampel minimal

N : Jumlah populasi

Z : Standar Deviasi normal untuk 1,96 dengan CI 95%

D : Derajat ketepatan yang digunakan oleh 90% atau 0,1

P : Proporsi target populasi adalah 0,5

Q : proporsi tanpa atribut $1-p = 0,5$

4.4.2 Kriteria Inklusi

Sampel adalah braket ortodontik *stainless steel* 17-4 PH dengan desain baru, dengan spesifikasi slot 0,022 inci. Braket ortodontik impor *stainless steel* 17-4 PH dengan desain konvensional (kategori braket lebar dengan *twin wing*) dan non konvensional, dengan spesifikasi slot 0,022 inci sebagai pembanding.

4.4.3 Kriteria Eksklusi

Sampel yang tidak memenuhi kriteria inklusi tidak termasuk dalam penelitian.

4.5 Bahan dan Alat Penelitian

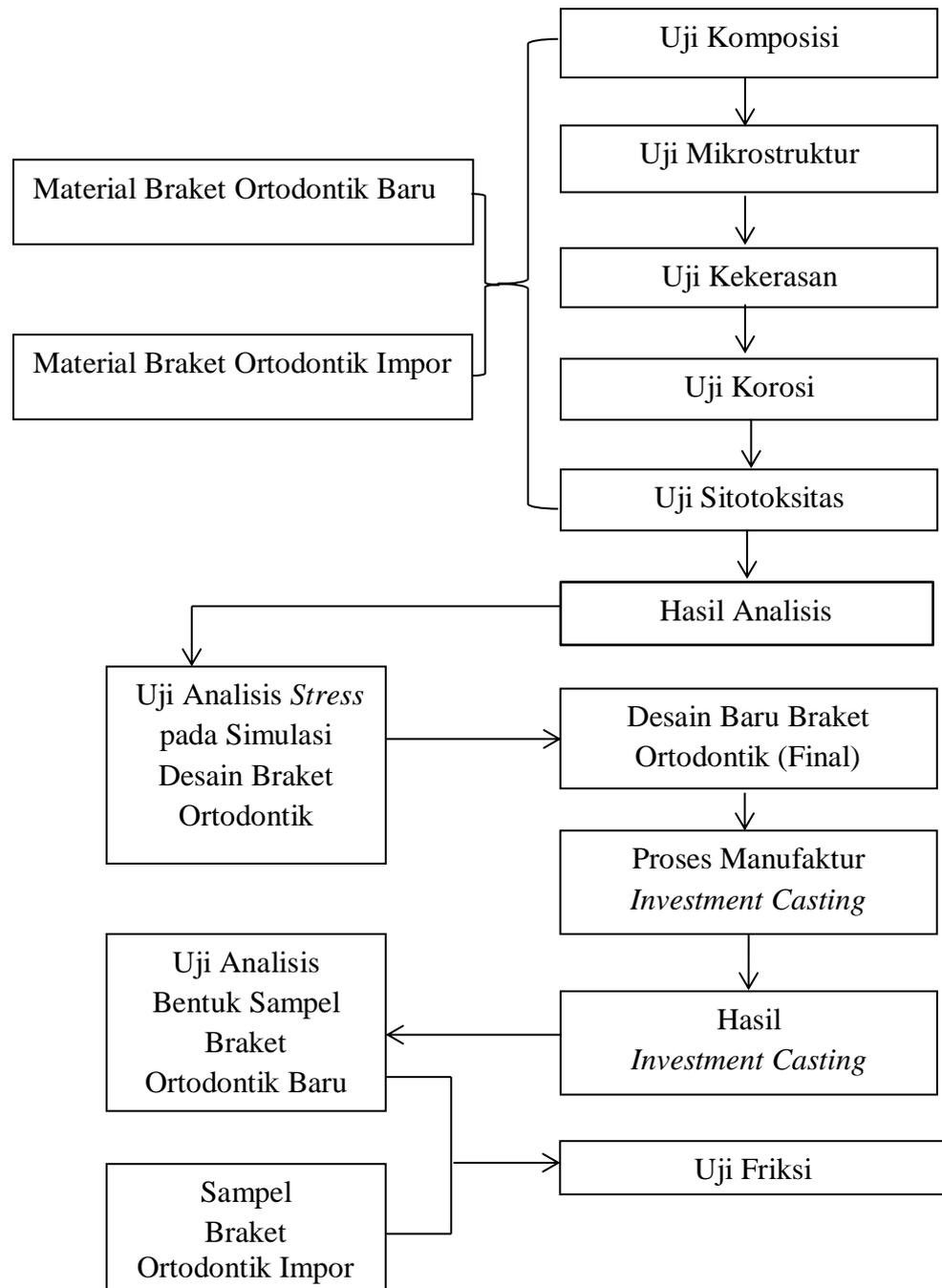
4.5.1 Bahan Penelitian:

- Sampel braket *stainless steel* 17-4 PH impor
- Sampel braket baru *stainless Steel* 17-4 PH
- *Epoxy Resin*
- *Hardener*
- *Artifisial Saliva* metode AFNOR pH 7
- *Human Keratinocytes Cell (HaCat cell)*
- DMEM (Gibco, Invitrogen, USA)
- Fungizone (Gibco, Invitrogen, USA)
- Trypsin 25% EDTA (Gibco, Invitrogen, USA)
- Gentamycin (Gibco, Invitrogen, USA)
- Penicillin Streptomycin (Gybco, Invitrogen, USA)
- FBS (Fetal Bovine Saline), (Gybco, Invitrogen, USA)
- MTT (Biomatik, China)

4.5.2 Alat Penelitian

- Software *Autodesk Inventor 2014*®
- *SEM Siemens*
- *EDX Siemens*
- *Microhardness Vickers*
- *Instron 5900*® *Tensile Test machine*
- *Potensiostat Autolab PGS STAT 302N*
- *ICP-MS (Inductively Coupled Plasma Mass Spectrometer).*
- *Centrifuge tube 15 mL (Iwaki, Jepang)*
- *Centrifuge tube 50 mL (Biologic, China)*
- *Micro pipette (biohit, Canada)*
- *Multichannel pipete (Eppendorf, German)*
- *1000 ul Pipet tips blue (Biologic, China)*
- *Universal 200 ul Pipet Tips yellow (Biologic, China)*
- *Pipet tips 10 ul white (Biologic, China)*
- *Tissue Culture flask with vented cap (Iwaki, Jepang)*
- *Microcentrifuge tube 1,5 mL (Extracene, China)*
- *Syringe 5 mL (Terumo, Japan)*
- *Sentrifugator (Sorval Legend RT, USA)*
- *Microplate for Tissue Culture TC-treated 96 well inkubator (applied Biosystem, USA)*
- *ELISA reader (Metertech, Taiwan)*

4.6 Alir Penelitian



Gambar 4.1 Diagram Alir Kerja

4.7 Cara Kerja

4.7.1 Analisis Komposisi Material

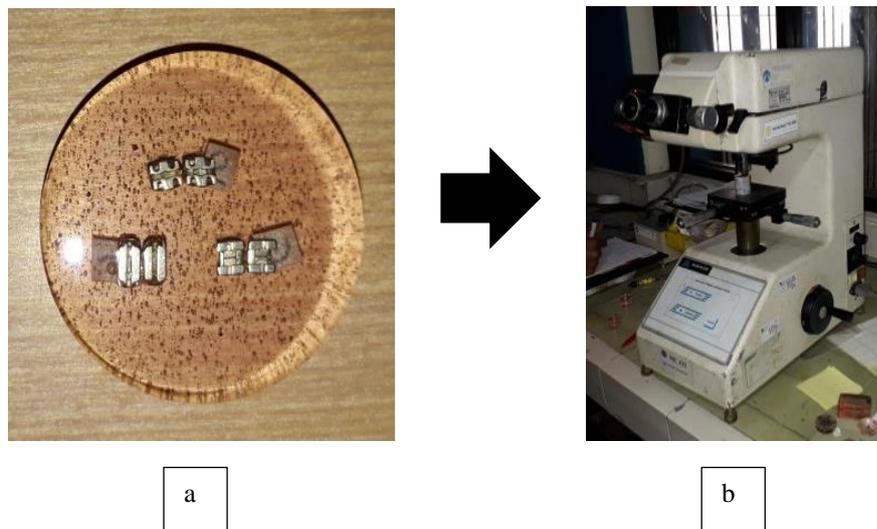
Analisis komposisi kimia *stainless steel* dilakukan dengan pengujian *Energy Dispersion X-Ray Spectroscopy (EDX)* pada braket ortodontik impor yang sudah dipasarkan dan pengujian *X-Ray Fluorescence (XRF)* pada material yang akan dipakai untuk membuat braket ortodontik baru. Dari kedua hasil pengujian tersebut akan dibandingkan dengan standar *stainless steel 17-4 PH*, kesesuaian komposisi kimia tersebut merupakan prasyarat agar material dapat dilakukan pengujian-pengujian selanjutnya.

4.7.2 Analisis Mikrostruktur Material

Pengujian mikrostruktur dilakukan dengan Microscope-Olympus BX 41M-LED berdasarkan standar ASTM E3 dan ASTM E 407. Persiapan sampel dilakukan *mounting* dengan cara memasukkan sampel ke dalam resin dan *hardener*. Sampel yang telah di *mounting* kemudian dilakukan pengamplasan hingga oksida logam hilang. Sampel diampelas dari mulai grit yang paling rendah hingga grit 600 sampai permukaan halus. Tahapan selanjutnya adalah pemolesan agar sampel mengkilat dan terbebas dari bekas goresan yang dihasilkan pada saat pengamplasan. Sampel kemudian dilakukan pengetsaan dengan *Kalling Reagent* (5 gram CuCl , 100 ml *Hydrochloric acid*, 100 ml Ethanol) untuk melihat mikrostrukturnya dengan *microscope*.

4.7.3 Analisis Kekerasan Material

Buehler Microhardness Vickers digunakan untuk mengukur kekerasan dari braket berdasarkan standar ASTM E384. Setiap sampel braket disiapkan dua (2) sampel braket dari setiap kelompok dua (2) sampel braket baru, dua (2) sampel braket Synergy® (RMO, USA) dan dua (2) sampel braket Gemini® (3M, USA) dalam *epoxy resin* dan dipoles. Lokasi yang diukur *tie wing*, di bawah tekanan 300 g, besarnya kekerasan diukur sebanyak lima kali di setiap sampel (Gambar 4.2).



Gambar 4.2 Uji Kekerasan: a. Ketiga Kelompok Sampel dimounting dan dipoles untuk Persiapan Uji Kekerasan; b. Alat Uji *Microhardness Vickers* digunakan untuk Menganalisis Ketiga Sampel Tersebut

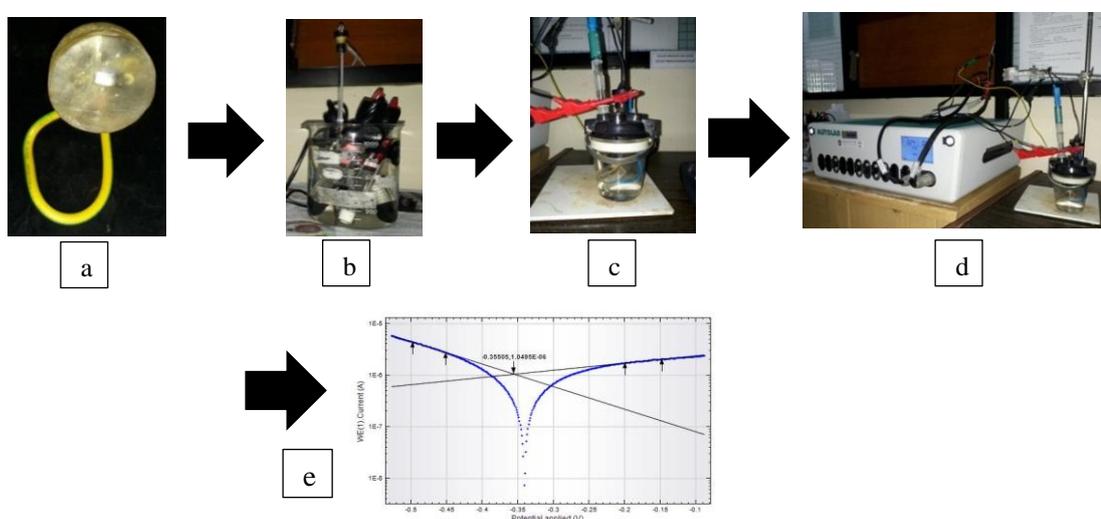
4.7.4 Analisis Laju Korosi Material dengan Metode Linear Polarisasi

Pengujian laju korosi dengan menggunakan metode polarisasi linear pada penelitian ini bertujuan untuk melihat perbedaan laju korosi antara ketiga kelompok braket ortodontik. Percobaan polarisasi ini berdasarkan standard ASTM G5-14 menggunakan alat uji instrumen potensiostat Autolab PGSTAT302N dan perangkat lunak NOVA 1.1. Preparasi sampel yang dilakukan antara lain mempersiapkan sampel braket ortodontik, pertama sampel disolder bersama kabel tembaga, lalu *dimounting* menggunakan resin serta *hardener*. Luas area sampel yang akan diuji diampelas hingga grit 600 dan medium *artificial saliva* metode AFNOR disiapkan dalam *beaker glass* berukuran 150 ml dengan suhu $37\pm 1^{\circ}\text{C}$. Luas area yang terekspos dari sampel terhadap cairan tersebut disesuaikan dengan luas basis setiap kelompok sampel, untuk sampel Gemini®, 3M, USA: $0,123\text{ cm}^2$, Synergy®, RMO, USA: $0,126\text{ cm}^2$, sampel lokal: $0,165\text{ cm}^2$. Sambungkan kabel *Auxiliary Electrode (AE)* ke karbon, *Working Electrode (WE)* ke sampel, *Reference Electrode (RE)* ke Ag sebagai elektroda acuan. Percobaan dapat dimulai dengan mengoperasikan perangkat lunak NOVA 1.1 dengan pengaturan program Polarisasi linear serta spesimen distabilisasi dalam sirkuit potensial selama lima

menit dan *scan rate* sebesar 50 mV/menit. Proses pengujian yang selesai akan menghasilkan sebuah grafik, lalu untuk mendapatkan nilai laju korosi dengan cara menarik garis tafel Slope linear pada garis beta anodik dan katodik (Gambar 4.3).

Tabel 4.1 Data *Artifisial Saliva* pH 7 Metode AFNOR yang dipakai sebagai larutan Perendaman

NaCl	KSCN	NaHCO ₃	KCL	Urea	Na ₂ HPO ₄	KH ₂ PO ₄
0,7 G/L	0,33 G/L	1,5 G/L	1,2 G/L	0,13 G/L	0,26 G/L	0,2 G/L



Gambar 4.3 Uji Laju Korosi: a. Persiapan Sampel yang disolder dan *dimounting*; b. *Artifisial Saliva* disesuaikan Temperaturnya hingga 37°C; c. *Artifisial Saliva* dan Sampel disiapkan ke Dalam Bekker Glass 150 ml serta dihubungkan dengan Elektroda; d. Alat Potensio Dinamik dinyalakan dan Uji dimulai sesuai dengan Pengaturan yang diinginkan; e. Hasil Grafik Tafel Linear yang dihasilkan untuk melihat Laju Korosi

4.7.5 Analisis Sitotoksitas Material

Sel Line *HaCat* (*The human immortalized keratinocyte cell line*) yang terdapat di Laboratorium *Oral Biology*, Fakultas kedokteran Gigi, Universitas Indonesia (diperoleh dari *Section of Molecular Embryology, Graduate School of Medical and Dental Science, Tokyo Medical and Dental University*) dilakukan kultur pada medium kultur yang terdiri dari DMEM 47,5 ml (Gibco, Invitrogen, USA), fetal bovine serum 1 mL (Gybcu, Invitrogen, USA), fungizone 500 µL (Gibco,

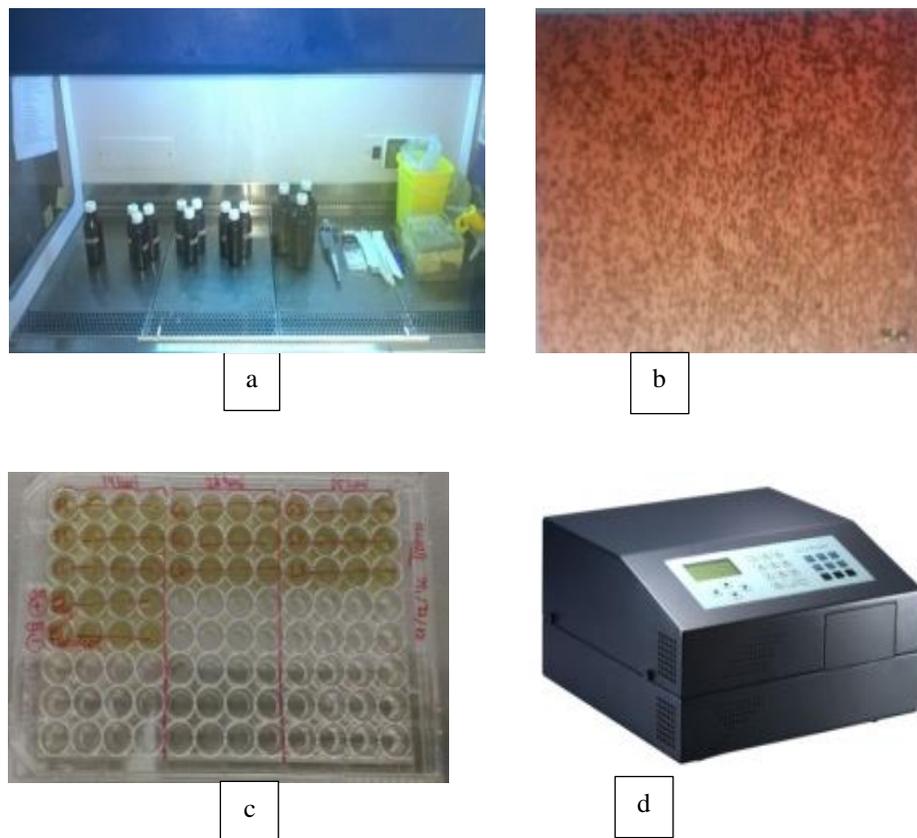
Invitrogen, USA), Penicillin Streptomycin 500 μL (Gybco, Invitrogen, USA), dan gentamicine 500 μL (Gibco, Invitrogen, USA). Kultur sel dilakukan di dalam inkubator CO_2 pada suhu 37°C . Hasil kultur sel dibagi ke dalam 96 *well-plate* (Biosystem, USA) dan diinkubasi dengan konsentrasi $3,5 \times 10^5$ sel/mL (100 μL). Kemudian monolayer sel akan terbentuk setelah diinkubasi selama 24 jam pada atmosfer yang mengandung 5% CO_2 .

Untuk menganalisis sitotoksitas berdasarkan standar ISO 10993-5 menggunakan metode *MTT assay* untuk menganalisis toksisitas dari ion *release* ketiga kelompok braket. Ketiga kelompok braket yaitu braket desain braket ortodontik konvensional impor Gemini® (3M, USA), desain braket ortodontik non konvensional impor Synergy® (RMO, USA), desain baru braket ortodontik. Ketiga braket tersebut dilakukan perendaman di dalam *artificial saliva* metode AFNOR pH 7 pada tabung *borosilicate glass* dengan konsentrasi perbandingan 1 ml saliva buatan setiap 0,2 g berat braket, lalu tabung tersebut ditutup rapat, dan inkubasi pada temperatur 37°C . Setiap kelompok braket direndam selama 16, 28, dan 35 hari. Ion-ion yang lepas akan diukur dengan *ICP-MS (Inductively Coupled Plasma Mass Spectrometer)*. Evaluasi sitotoksitas dari produk korosi ketiga jenis braket dilakukan dengan menambahkan 20 μL ekstrak dari hasil inkubasi selama 16, 28, dan 35 hari ke dalam 96 *well-plate* yang sudah terdapat monolayer sel *HaCaT*.

Tahap berikutnya sampel diinkubasi selama 24 jam pada atmosfer yang mengandung 5% CO_2 . Setiap eksperimen dilakukan *quadruplo*, lalu uji sitotoksitas menggunakan metode *MTT assay* dilakukan dengan menambahkan 10 μL reagen *MTT* (3-[4,5-dimetilthiazol-2-yl]2,5-dipeniltetrazolium bromide) ke dalam setiap plate dari 96 *well plate* hasil inkubasi 24 jam yang mengandung medium, sel *HaCat* dan saliva buatan beserta ekstrak ion yang terlepas. Setelah itu diinkubasi selama 3 jam dengan inkubator CO_2 . Reagen *MTT* akan mengaktifkan mitokondria dari sel hidup sehingga mampu dibaca oleh instrumen *ELISA reader* (Metertech®, Taiwan).

Tahap berikutnya, ditambahkan *acidified isopropanol* sebanyak 50 μL ke dalam tiap *plate* yang dilanjutkan dengan sentrifugasi 96 *well plate* selama 1 jam dengan kecepatan putar 0,75 rpm. Terakhir 96 *well plate* dimasukkan ke dalam

ELISA reader untuk dianalisis seberapa besar sitotoksitas ekstrak lepasan ion sampel SS 17-4 PH terhadap sel epitel dilihat dari kemampuan hidup selnya. Pengaturan instrumen *ELISA reader* dilakukan dengan *software* AccuMate® (Gambar 4.4), *Optical Density (O.D.)* diukur pada panjang gelombang 550 nm. Sel yang diinkubasi dengan medium tanpa saliva buatan yang mengandung ekstrak sampel SS 17-4 PH digunakan sebagai variabel kontrol untuk 100% kemampuan hidup atau aktivitas metabolisme sel *O.D.* digunakan sebagai referensi untuk menggambarkan sitotoksitas (%) pada *MTT assay*.

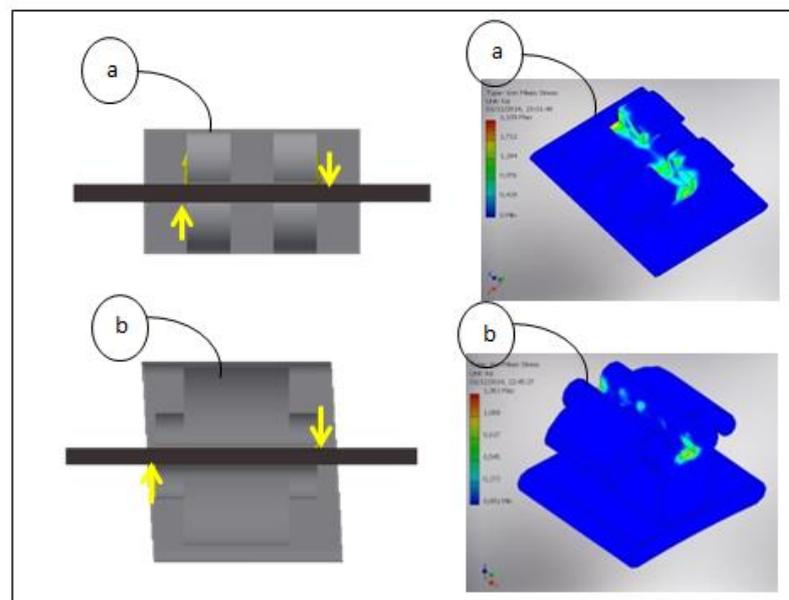


Gambar 4.4 Uji Sitotoksitas: a. Persiapan Sampel yang direndam didalam *Artificial Saliva*; b. Kultur Sel *HaCaT*; c. *96 Well Plate*, Kolom Pertama sampai Ketiga Berisi Sel, Saliva dan Ekstrak Sampel, Kolom Keempat Berisi Sel dan *Artifisial Saliva* sebagai Kontrol, Kolom Kelima Berisi Sel saja; d. *96 Well Plate* dimasukkan ke Dalam *ELISA reader* untuk Analisis Sitotoksitas

4.7.6 Analisis *Stress* terhadap Inovasi Braket Ortodontik

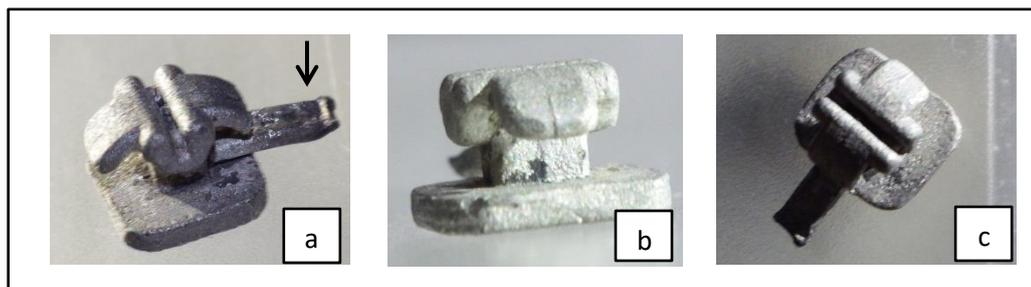
Simulasi *stress* dilakukan dalam program *software CAD/CAM Autodesk Inventor 2014®*. simulasi ini akan menggambarkan gerakan *tipping* antara

archwire dengan braket ortodontik gigi seri pertama rahang atas pada dua (2) macam tahapan simulasi, yang pertama membandingkan analisis *stress* antara braket konvensional dengan inovasi braket baru dimana keduanya masih memiliki geometri yang besar dan slot 0,022 x 0,028 inci, setiap desain braket tersebut di atas diberi *force* sebesar 80 grm dengan arah yang berlawanan di setiap sisi. *Archwire* yang digunakan berukuran 0,019 x 0,025 inci sepanjang 9 mm (Gambar 4.5). Hasil simulasi tahap pertama menunjukkan bahwa inovasi braket baru tahap 1 memiliki *stress* yang jauh lebih rendah 5,37% (9,38 MPa) dibandingkan dengan braket ortodontik konvensional (14,75MPa).



Gambar 4.5 Hasil Simulasi Pertama: Analisis *Stress* terhadap Gerakan Tipping arah Mesiodistal antara *Archwire* dengan Braket Ortodontik di dalam Program *CAD/CAM*: a. Gambaran Braket Konvensional dengan Arah Panah Kuning sebagai Tanda Titik *Force* yang diberikan pada *Archwire* didalam Slot Braket; b. Gambaran Inovasi Braket Baru dengan Dimesi Besar

Geometri desain baru ini masih terlalu besar dan tidak ergonomis untuk diaplikasikan. Penelitian ini menjadi acuan untuk melakukan proses uji coba manufaktur dengan metode *Investment Casting* (Gambar 4.6).



Gambar 4.6 Hasil *Investment Casting* Inovasi Braket Baru Ortodontik Tahap 1 disertai *ingate* yang belum dipotong (Panah Hitam): a. Braket Tampak dari Samping; b. Braket Tampak dari Atas; c. Braket Tampak dari Depan

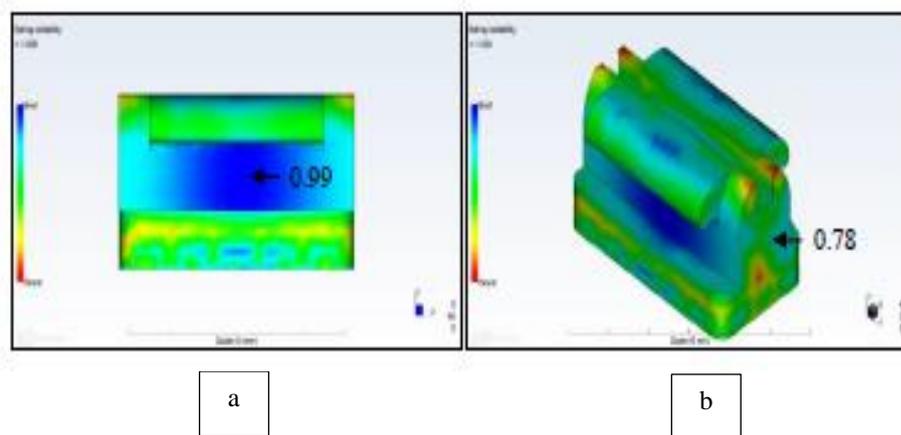
Dari evaluasi hasil *investment casting* tahap 1 dapat disimpulkan bahwa proses *investment casting* layak untuk dilakukan pada inovasi braket ortodontik dengan geometri yang lebih kecil, namun perlu diperhatikan posisi *ingate* yang lebih baik agar mudah untuk dilakukan pemotongan saat proses *finishing*. Berdasarkan parameter simulasi inilah akan dihasilkan sebuah inovasi braket ortodontik gigi seri pertama rahang atas yang lebih kecil geometrinya.

Tahapan simulasi yang kedua yaitu membandingkan analisis *stress* desain baru yang geometrinya lebih kecil dengan braket ortodontik impor, yaitu Gemini® (3M, USA) dengan slot 0,022 x 0,028 inci. Setiap desain braket tersebut di atas diberi *force* dan arah yang sama seperti simulasi pertama begitu pula dengan ukuran *archwire*nya. *Force* yang diberikan oleh *archwire* akan memberikan *stress* terhadap bagian dari braket, besar nilai *stress*nya akan terbaca dari simulasi tersebut.

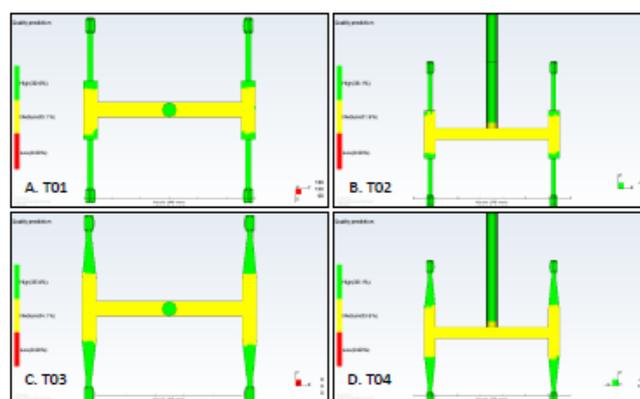
4.7.7 Proses Metode *Investment Casting*

Proses *Investment casting* dapat terlaksana atas kerjasama antara Fakultas Kedokteran Gigi dengan Fakultas Teknik, departemen Teknik Mesin, Universitas Indonesia. Proses ini melibatkan tenaga ahli mahasiswa strata 2, strata 1 serta tenaga kerja di PT Syhurip untuk simulasi cetakan (*mold*) dan *casting*, serta PT. Trieka Aimex untuk *investment casting*. Desain braket ortodontik pertama kali dibuat dengan *software Solidworks*® dengan gometri 5,4 x 3,2 x 3 mm. Pelaksanaan proses *investment casting* sebelumnya dilakukan beberapa tahapan. Tahap pertama membuat cetakan untuk braket ortodontik, dalam proses

pembuatan cetakan sebelumnya perlu dianalisis penentuan posisi *ingate* ketika *wax* akan diinjeksi (Gambar 4.7), posisi *ingate* ini ditentukan dengan cara melakukan simulasi dahulu dengan *software* Moldflow®, setelah itu dianalisis bagaimana hasil simulasi ketika membuat empat (4) braket ortodontik dalam cetakan dengan posisi *ingate* dan posisi *sprue* (Gambar 4.8).²⁰ Hasil simulasi yang terbaik akan menentukan parameter dalam pembuatan cetakan.

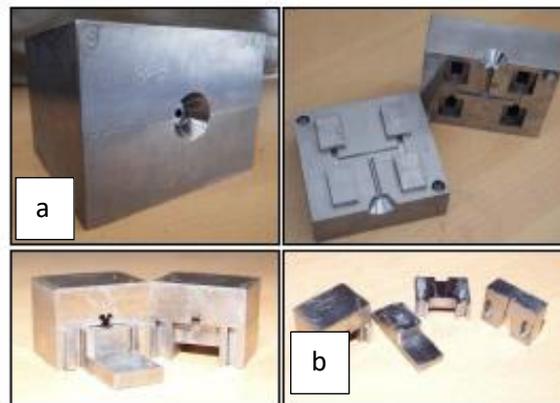


Gambar 4.7 a. Simulasi Posisi *Ingate* yang Terbaik menunjukkan bahwa Posisi *Ingate* diatas *Body* Braket dan dibelakang *Wing* menghasilkan Skala yang Baik 0,99:1 dan b. Simulasi yang Lain yaitu Posisi *Ingate* disamping *Body* Braket menunjukkan Skala 0,78:1, Namun untuk Proses memotong *Ingate* saat *Finishing* menunjukkan Posisi b Lebih memudahkan saat Fabrikasi. Skala 0,78:1 masih pada Nilai Ambang Toleransi²⁰



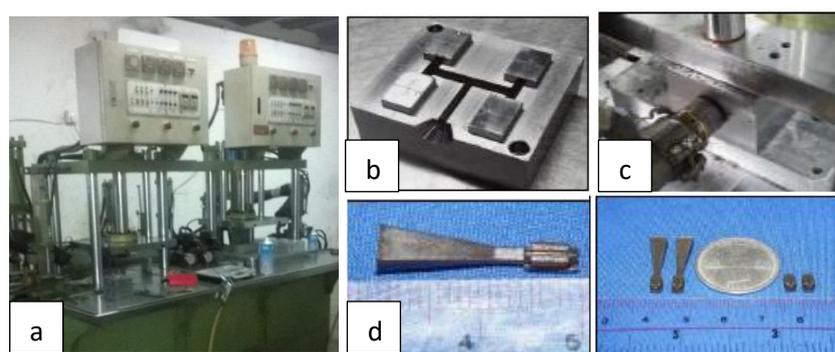
Gambar 4.8 Simulasi Berbagai Macam Posisi *Ingate* (A,B,C,D) Beserta *Sprue* saat Empat (4) Braket dalam Cetakan, Simulasi ini menunjukkan bahwa Keempat Simulasi diatas menunjukkan Hasil yang Baik. untuk Penelitian ini Simulasi D yang dipakai sebagai Parameter Desain Cetakan²⁰

Langkah berikutnya melakukan fabrikasi desain cetakan yang telah ditentukan dengan menggunakan *Electrical Discharge Machine (EDM)*. Untuk menghasilkan empat (4) braket dalam satu waktu sesuai simulasi sebelumnya, maka cetakan terdiri dari cetakan *micro* dan *base*, cetakan *micro* merupakan cetakan utama untuk setiap braket ortodontik sedangkan cetakan *base* adalah cetakan yang menjadi fondasi keempat cetakan *micro* (Gambar 4.9).²⁰



Gambar 4.9 a. Cetakan *Base* dan b. Cetakan *Micro* ²⁰

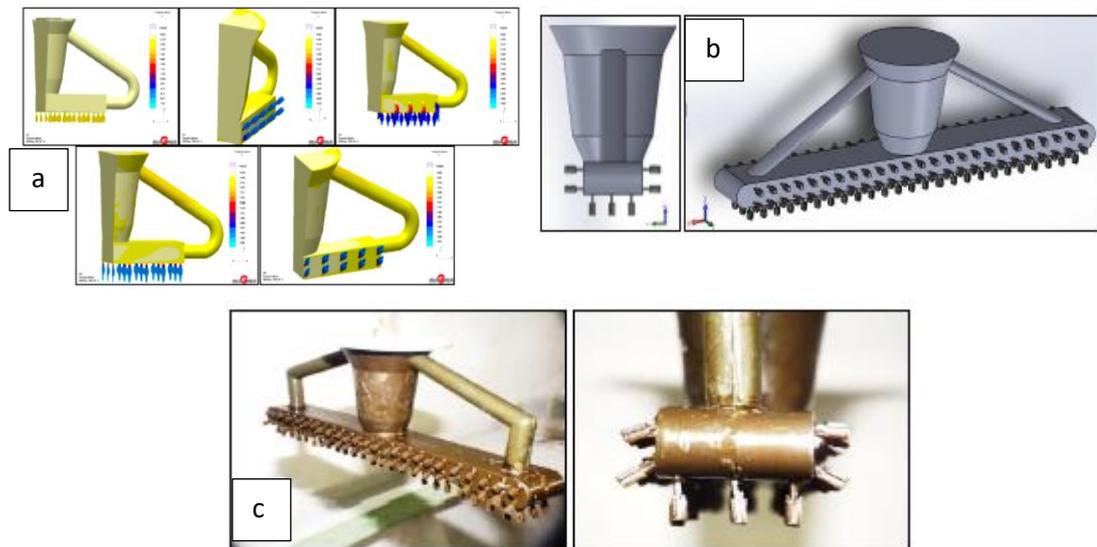
Tahapan cetakan yang sudah selesai difabrikasi dilanjutkan dengan proses injeksi *wax* sesuai parameter simulasi sebelumnya, setelah injeksi dilakukan didapatkan *wax pattern* dari braket ortodontik yang perlu diperiksa apakah ada yang mengalami cacat atau tidak (Gambar 4.10).²⁰



Gambar 4.10 a. Alat Injeksi *Wax*, b. Cetakan, c. Proses Cetakan diinjeksi, d. Hasil *Wax Pattern* Braket Ortodontik ²⁰

Tahapan berikutnya adalah persiapan *wax pattern* yang akan dilekatkan *runner*, namun sebelumnya perlu dianalisis dahulu dalam simulasi yang meliputi *sprue*, *runner*, dan *ingate* serta simulasi *investment casting* (Gambar 4.11a dan

4.11b). Simulasi yang paling optimal digunakan sebagai parameter perlekatan *wax pattern* dengan sprue sehingga menjadi pola “*tree wax*”, proses perlekatan dilakukan secara manual menggunakan solder dan besi panas (Gambar 4.11c). Jumlah *wax pattern* yang dilekatkan berjumlah 168 *wax pattern* braket ortodontik.²⁰



Gambar 4.11 a. Simulasi Posisi *Sprue* dengan *Wax Pattern*, b. Hasil Simulasi *Investment Casting* sesuai dengan Posisi *Sprue* yang dipilih, c. Proses Perlekatan *Sprue* dengan *Wax Pattern* Braket Ortodontik²⁰

Setelah perlekatan *wax pattern* dan *sprue* selesai dilaksanakan, tahapan berikutnya adalah *shell building* yaitu *wax* braket ortodontik beserta *sprue* dicelupkan kedalam *ceramic slurry* dalam bentuk *liquid* lalu dibiarkan mengeras (Gambar 4.12).²⁰ Pada *casting* ini menggunakan lima (5) buah *sprue* yang masing-masing terdapat 120 braket, sehingga target braket ortodontik yang dihasilkan sejumlah 600 braket ortodontik.



Gambar 4.12 *Shell Building* saat Proses *Investment Casting*

Proses selanjutnya adalah proses *dewaxing* yang dilakukan dalam dua tahapan. Pertama dilakukan pada suhu 110°C dalam waktu 30 menit dan pada suhu 1050°C selama 6 jam, fungsinya untuk meningkatkan struktur cetakan *ceramic* sehingga ikatan partikel *ceramic slurry* akan semakin tinggi dan menghilangkan unsur wax yang tertinggal didalamnya (Gambar 4.13)²⁰

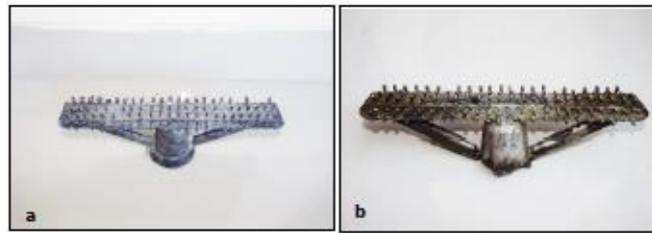


Gambar 4.13 Proses *Dewaxing* dan Cetakan *Ceramic*²⁰

Cetakan *Ceramic* yang sudah selesai dilanjutkan ketahapan pengecoran *stainless steel*. Temperatur *melt* yang digunakan pada tahap ini adalah 1650°C (Gambar 4.14), lalu setelah proses pengecoran selesai dilakukan proses *knock-out* atau proses menghancurkan cetakan *ceramic* dengan cara manual. *Knock-out* menggunakan pahat dan palu, namun untuk sisa-sisa *ceramic* yang terselip di dalam slot braket maupun bagian kecil lainnya, perlu dihilangkan dengan menggunakan bahan kimia yaitu HF dengan konsentrasi 65%, proses ini dilakukan selama 8 jam (Gambar 4.15)²⁰



Gambar 4.14 Proses *Casting*: a. Proses Pelelehan *Stainless Steel*, b. Proses Pengecoran, c. Proses Solidifikasi, d. Proses Pendinginan²⁰



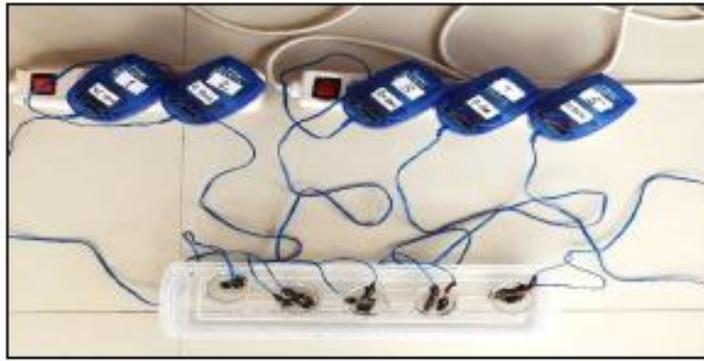
Gambar 4.15 a. Hasil *Knock-Out* secara Manual,
b. Hasil *Knock-Out* dengan Bahan Kimia ²⁰

Proses *knock-out* dari lima (5) *sprue* yang telah selesai menunjukkan bahwa dari 600 braket yang direncanakan, menghasilkan 80 braket ortodontik, sehingga tingkat keberhasilan proses ini hanya 13% namun lebih baik dibandingkan proses *casting* pada akhir tahun 2015. Tahap selanjutnya adalah *cut-off*, pada tahap ini braket ortodontik secara manual dilepaskan dari *runner* dengan menggunakan gergaji besi, kemudian dilakukan pengamplasan pada *ingate* yang tersisa (Gambar 4.16).²⁰



Gambar 4.16 Braket Ortodontik yang sudah dilakukan *Cut-Off* ²⁰

Braket ortodontik yang sudah terlepas perlu melalui tahap selanjutnya yaitu tahap *electropolishing*, yaitu proses menghilangkan metal dengan menggunakan arus listrik melalui elektrolit. Tujuan dari *electropolishing* untuk memperhalus permukaan, permukaan lebih berkilau, menghilangkan *tarnish* dan oksida, meningkatkan ketahanan korosi dan mengurangi gesekan permukaan. Voltase yang digunakan yaitu 7,5 volt dalam waktu 30 menit dengan menghubungkan kabel anoda ke braket ortodontik dan kabel katoda ke *graphite*, komposisi elektrolit yang digunakan yaitu *phosporic acid* 60%, *Sulfuric acid* 20%, *Glycerin* 10%, *DI Water* 10% (Gambar 4.17).



Gambar 4.17 Proses *Electropolishing*²⁰

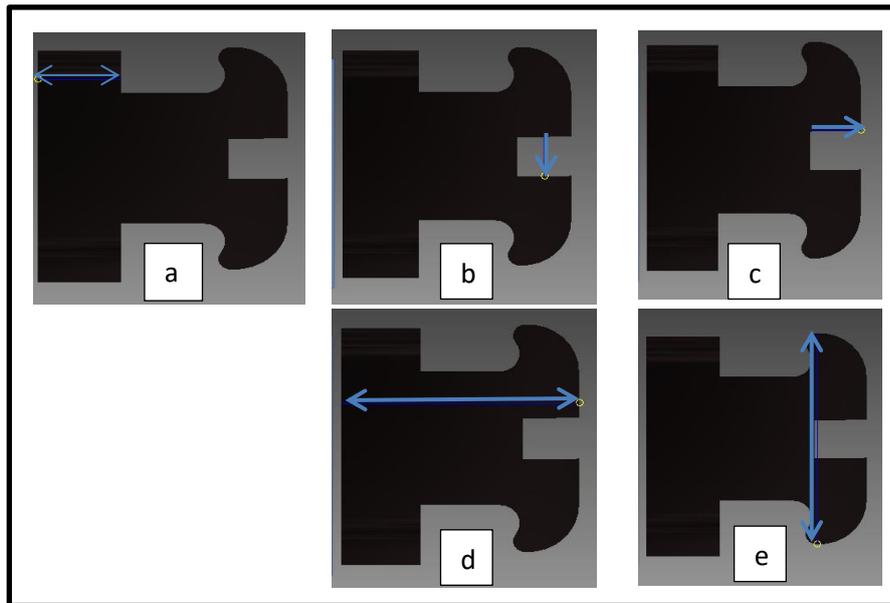
Proses *Investment Casting* braket ortodontik telah selesai dilaksanakan dengan menghasilkan braket ortodontik 17-4 PH sejumlah 60 buah braket (Gambar 4.18).²⁰



Gambar 4.18 Perbandingan dari Kiri-Kanan: *Wax Pattern*, Braket sebelum *Electropolishing*, Braket sudah *Electropolishing*, dan Braket Impor²⁰

4.7.8 Analisis Bentuk Braket Ortodontik dengan Metode *Investment Casting*

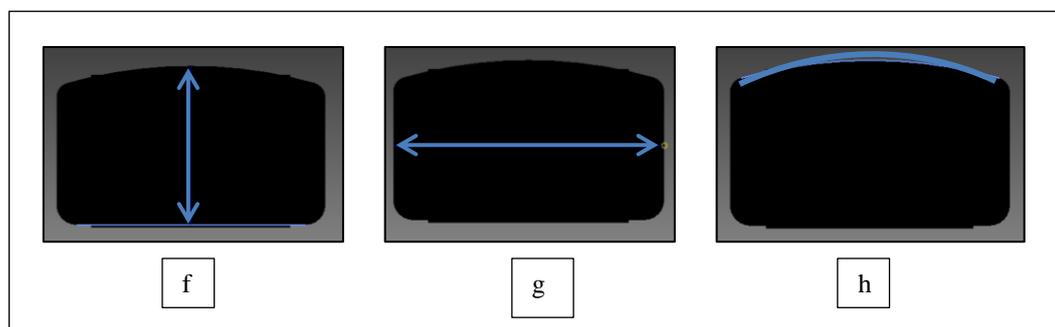
Bentuk Braket Ortodontik hasil *investment casting* diukur dengan menggunakan kaliper digital (Mitutoyo® Absolute AOS Digimatic CD-8 ASX, JAPAN) standar ISO 17043. Geometri yang diukur adalah tebal basis, lebar slot, kedalaman slot, ketebalan *body* braket, ketinggian *wing* (Gambar 4.19), tinggi garis tengah basis, panjang basis, panjang lengkung basis (Gambar 4.20), panjang ekstra *wing*, panjang slot tampak depan, panjang *wing* atas sampai bawah, dan tinggi *wing* bagian atas atau bagian bawah (Gambar 4.21). Hasil pengukuran setiap bagian tersebut dibandingkan dengan geometri desain braket baru yang direncanakan sebelum proses *investment casting* (Tabel 4.2- 4.4).



Gambar 4.19 Geometri Desain Baru Ortodontik Braket Tampak Samping

Tabel 4.2 Geometri Desain baru Braket ortodontik Produk Tampak dari Samping

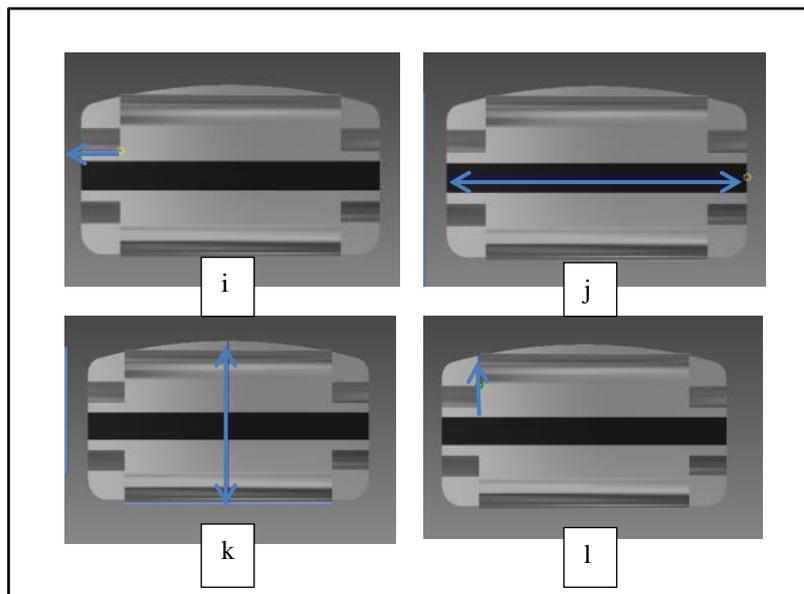
kode	Geometri Desain Braket Ortodontik	inci
a	Tebal basis braket ortodontik	0,039 inci
b	Lebar slot braket ortodontik	0,022 inci
c	Kedalaman slot braket ortodontik	0,028 inci
d	Ketebalan braket ortodontik	0,118 inci
e	Ketinggian <i>wing</i> braket ortodontik	0,122 inci



Gambar 4.20 Geometri Desain Baru Ortodontik Braket Tampak dari Belakang

Tabel 4.3 Geometri Desain Baru Braket Ortodontik Tampak dari Belakang

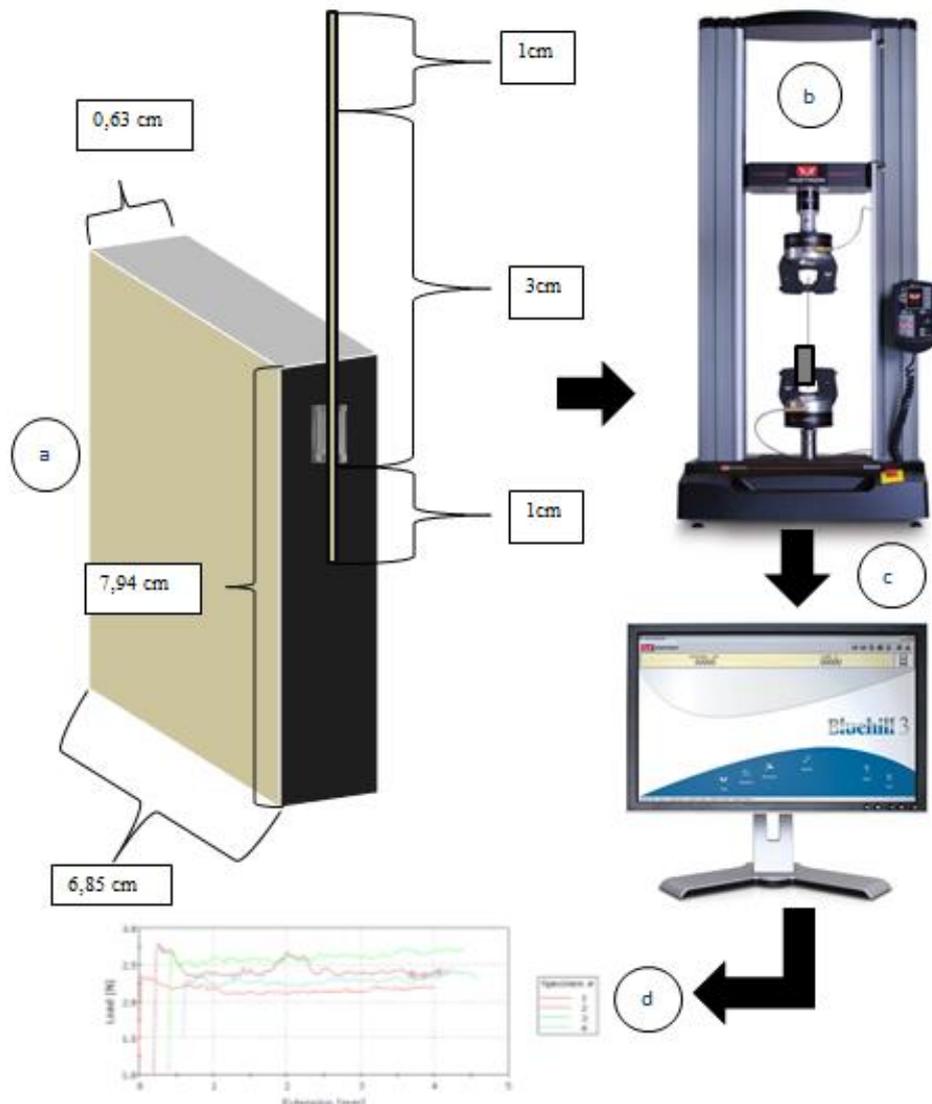
kode	Geometri Desain Braket Ortodontik	inci
f	Tinggi garis tengah basis braket ortodontik	0,127 inci
g	Panjang basis braket ortodontik	0,213 inci
h	Panjang lengkung basis braket ortodontik	0,198 inci

**Gambar 4.21** Geometri Desain Baru Ortodontik Braket Tampak dari Depan**Tabel 4.4** Geometri Desain Baru Braket Ortodontik Tampak dari Depan

kode	Geometri Desain Braket Ortodontik	inci
i	Panjang ekstra <i>wing</i> braket ortodontik	0,028 inci
j	Panjang slot braket ortodontik dilihat dari permukaan depan	0,213 inci
k	Panjang <i>wing</i> atas sampai bawah braket ortodontik	0,14 inci
l	Tinggi <i>wing</i> bagian atas atau bagian bawah	0,03 inci

4.7.9 Analisis Friksi

Friksi antara slot braket dan *archwire* diukur dengan alat Instron 5900® *Tensile test* dan pengaturan alat tersebut serta data yang keluar diolah oleh *software bluehill 3*®. Sampel braket ortodontik masing-masing kelompok direkatkan dengan *self curing* resin pada plat baja berukuran 7,94 x 6,85 x 0,63 cm, *archwire rectangular* seukuran 0,019 x 0,025 inci (3M®, USA) dipotong sepanjang 5 cm dengan pembagian sebagai berikut: 1 cm dibelakang braket, 3 cm melintang dari dalam slot braket hingga tepi jig atas, 1 cm difiksasi oleh jig sebelah atas pada *tensile test machine* (Gambar 4.23). Braket ortodontik dengan *archwire* diligatur oleh ligatur *wire* 0,08 inci sepanjang 6 cm, untuk mendapat ikatan yang konsisten, ligatur sepanjang 6 cm dilipat menjadi dua sama sisi. Ligatur *wire* yang sudah masuk antara *archwire* dan braket dililit dengan jumlah putaran hingga tidak ada ruang yang tersisa antara braket dan *archwire* sesuai dengan luas area masing-masing kelompok braket. Kekuatan friksi maksimum antara braket dengan *archwire* akan terekam dalam Newton saat ada pergeseran *archwire* sepanjang 4 mm dengan kecepatan 10 mm/mnt.



Gambar 4.22 Desain untuk Uji Friksi terhadap Braket: a.Braket Ortodontik direkatkan pada Plat Baja lalu *Archwire* diletakkan Dalam Slot dengan diligatur *Wire*; b. Sampel yang sudah disiapkan pada Plat Baja diletakkan pada Jig yang terdapat pada Alat Tension Instron 5900®; c. *Software Bluehill 3*® akan merekam Friksi Maksimal sesuai dengan Pengaturan yang diinginkan; d. Gambaran Hasil Nilai Friksi dari *Software* tersebut

4.8 Analisis Data

Penelitian ini merupakan penelitian eksperimental laboratorik dengan skala variabel numerik untuk uji kekerasan, korosi, sitotoksisitas, dan friksi Uji normalitas data menggunakan Saphiro Wilk, apabila sebaran data normal dilakukan uji parametrik dengan One Way Anova dan apabila terdapat perbedaan bermakna maka dilanjutkan Uji Post-Hoc LSD. Namun apabila data tidak berdistribusi normal maka uji akan dilanjutkan dengan Kruskal Wallis. Batas kemaknaan untuk seluruh uji tersebut adalah 5%.

BAB 5
HASIL PENELITIAN

5.1 Hasil Penelitian Tahap 1

5.1.1 Hasil Analisis Komposisi Material Braket Ortodontik Baru

Tabel 5.1 Komposisi Kimia Sampel Braket Ortodontik (Wt%)

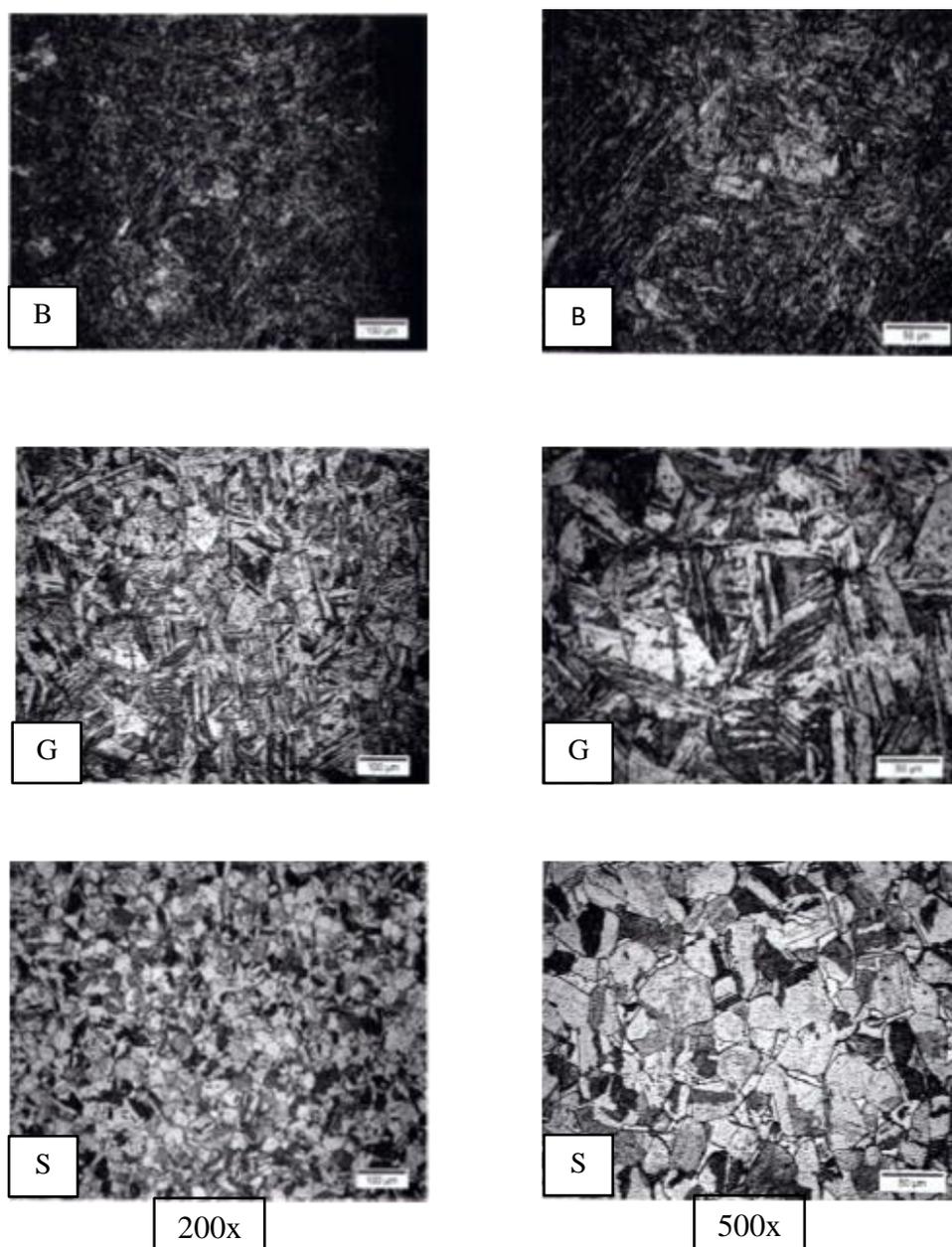
Komposisi (Wt%)				
Braket	B	G	S	Kontrol
Unsur Kimia	<i>(XRF)</i>	<i>(EDX)</i>	<i>(EDX)</i>	<i>(AISI 17-4PH)</i>
<i>Iron (Fe)</i>	73	74,15	65,74	70,4 – 78,9
<i>Chromium (Cr)</i>	16,56	18,88	16,21	15,5 – 17,5
<i>Copper (Cu)</i>	3,709	2,16	2,33	3,0 – 5,0
<i>Nickel (Ni)</i>	4,879	4,80	2,75	3,0 – 5,0
<i>Manganese (Mn)</i>	0,602	-	-	0 – 1,0
<i>Silicon (Si)</i>	0,4952	-	2,33	0 – 1,0
<i>Niobium (Nb)</i>	0,2898	-	-	0,15 – 0,45
<i>Carbon (C)</i>	0,0631	-	-	0 – 0,070
<i>Phosphorus (P)</i>	<0,0005	-	-	0 – 0,040
<i>Sulfur (S)</i>	0,0004	-	-	0 – 0,030

Sampel B: Braket Ortodontik Baru; Sampel G: Braket Ortodontik Impor Gemini®, (3M, USA);
Sampel S: Braket Ortodontik Impor Synergy®, (RMO, USA)

Dari tabel di atas menunjukkan komposisi kimia setiap kelompok sampel braket ortodontik memiliki komposisi yang sesuai dengan kontrol *AISI (American Iron and Steel Institute) 17-4 PH*, namun komposisi kromium dari braket Gemini® sedikit lebih besar dibandingkan dengan kontrol dan kedua kelompok sampel braket ortodontik yang lain.

5.1.2 Hasil Analisis Mikrostruktur Material Braket Ortodontik Baru

Berdasarkan Gambar 5.1, hasil pengamatan mikrostruktur dengan menggunakan *SEM* perbesaran 200x dan 500x pada braket ortodontik Baru dengan pembuatan metode *investment casting* terlihat gambaran jarum dari fasa martensitik yang padat, sedangkan braket Gemini® memiliki fasa martensitik yang tidak sepadat braket baru sedangkan Synergy® memiliki fasa yang lebih lemah dan berbeda dimana dapat dibuktikan pada hasil uji kekerasan.



Gambar 5.1 Gambaran Mikrostruktur Braket Ortodontik Baru (B), Gemini® (G), Synergy® (S) dengan Perbesaran 200x dan 500x

Gambaran mikrostruktur ini dapat menunjukkan proses pembuatan yang berbeda, yaitu saat perlakuan *heat treatment* dengan suhu dan waktu yang berbeda sehingga mempengaruhi mikrostruktur dan sifat fisik serta mekanik braket ortodontik, serta perbedaan metode pembuatannya pada braket ortodontik Baru mdengan *investment casting*, pada kedua braket impor dengan *Metal Injection Molding (MIM)*.

5.1.3 Hasil Analisis Kekerasan Material Braket Ortodontik Baru

Sesudah analisis kekerasan dengan uji *Microhardness* pada Tabel 5.2 menunjukkan bahwa rerata kelompok sampel braket ortodontik Gemini® memiliki kekerasan yang paling tinggi dibandingkan dengan kelompok sampel yang lain. Hasil analisis *one way anova* menunjukkan nilai $p = 0,000$ yang artinya terdapat perbedaan kekerasan yang bermakna pada ketiga kelompok braket ortodontik.

Tabel 5.2 Perbedaan Kekerasan diantara Tiga (3) Kelompok Braket Ortodontik (HVN)

Sampel	Kelompok	n	Rerata \pm SB	p
Braket Ortodontik	B	10	296,50 \pm 15,693	0,000
	S	10	265,20 \pm 14,673	
	G	10	312,50 \pm 9,801	

Uji One Way Anova; Sampel B: Braket Ortodontik Baru; Sampel G:Braket Ortodontik Impor Gemini® (3M, USA); Sampel S: Braket Ortodontik Impor Synergy® (RMO, USA)

Pada tabel 5.3 adalah analisis *Post-Hoc LSD* yang dilakukan untuk mengetahui pada kelompok braket ortodontik manakah yang terdapat perbedaan bermakna.

Tabel 5.3 Perbedaan Kekerasan antar Kelompok Braket Ortodontik

Sampel	Perbedaan rerata	IK 95%		p
		Min	Max	
B vs G	-16,000	-28,51	-3,49	0,014
B vs S	31,300	18,79	43,81	0,000
S vs G	-47,300	-59,81	-34,79	0,000

Uji *Post Hoc* LSD; Sampel B: Braket Ortodontik Baru; Sampel G: Braket Ortodontik Impor Gemini® (3M, USA); Sampel S: Braket Ortodontik Impor Synergy® (RMO, USA)

Hasil dari analisis *Post-Hoc LSD* diperoleh hasil bahwa braket ortodontik yang memiliki kekerasan paling tinggi adalah braket ortodontik Gemini®, lalu disusul oleh braket ortodontik baru dan kekerasan yang paling rendah adalah braket Synergy®. Perbandingan antar kelompok sampel braket ortodontik menunjukkan perbedaan kekerasan yang bermakna antara braket baru dengan braket Synergy®.

5.1.4 Hasil Analisis Laju Korosi Material Braket Ortodontik Baru

Setelah analisis laju korosi dengan uji polarisasi linear pada Tabel 5.4 menunjukkan bahwa laju korosi paling rendah terdapat pada kelompok sampel braket Synergy® dibandingkan kelompok sampel yang lain.

Tabel 5.4 Perbedaan Laju Korosi Ketiga Kelompok Braket Ortodontik (mm/year)

Sampel	Kelompok	n	Rerata ± SB	p
Braket Ortodontik	B	10	0,1169 ± 0,05769	0,914
	S	10	0,1001 ± 0,07890	
	G	10	0,1167 ± 0,14720	

Uji *One Way Anova*; Sampel B: Braket Ortodontik Baru; Sampel G: Braket Ortodontik Impor Gemini® (3M, USA); Sampel S: Braket Ortodontik Impor Synergy® (RMO, USA)

Hasil analisis ini secara statistik tidak ada perbedaan laju korosi yang bermakna pada ketiga kelompok braket ortodontik. Perbedaan rerata laju korosi menunjukkan bahwa kemampuan laju korosi braket ortodontik baru sama dengan braket ortodontik Gemini®.

5.1.5 Hasil Analisis Sitotoksitas Braket Ortodontik Baru

Pada penelitian ini sebelum dilakukan analisis sitotoksitas dengan uji *MTT Assay*, hasil analisa ion *release* dengan uji *ICP-MS* pada Tabel 5.7 menunjukkan bahwa ion kromium dan nikel yang terlepas di bawah 0,005 mg/L untuk semua kelompok sampel braket ortodontik.

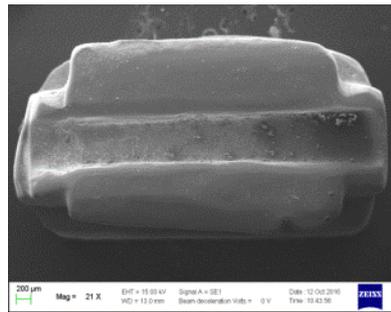
Tabel 5.5 *Ion Release* Sampel Braket Ortodontik di dalam *Artificial Saliva*

<i>Ion Release sampel braket ortodontik 17-4 PH (mg/L)</i>									
	B1	S1	G1	B2	S2	G2	B3	S3	G3
Cr	<0,005	<0,005	<0,005	<0,005	<0,005	<0,005	<0,005	<0,005	<0,005
Ni	<0,005	<0,005	<0,005	<0,005	<0,005	<0,005	<0,005	<0,005	<0,005

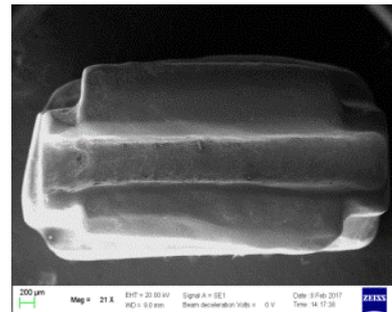
Sampel B: Braket Ortodontik Baru; Sampel G: Braket Ortodontik Impor Gemini® (3M, USA); Sampel S: Braket Ortodontik Impor Synergy® (RMO, USA); B1, S1, G1: Perendaman 16 hari; B2, S2, G2: Perendaman 28 hari; B3, S3, G3: Perendaman 35 hari

Tabel di atas menunjukkan bahwa ion *release* kromium maupun nikel berada di bawah nilai ambang batas dari *ICP-MS*, yaitu 0,005 mg/L. Apabila dalam 35 hari dikatakan ion yang terlepas 0,005 mg, maka jika diestimasi dalam sehari ion *release* dari nikel maupun kromium adalah sebesar 0,1µg/L. Ion *release* tersebut masih dibawah nilai ambang yang direkomendasikan oleh *World Health Organization (WHO)* yaitu 50-200 g/hari untuk kromium dan 25-35 g/hari untuk nikel.⁴³

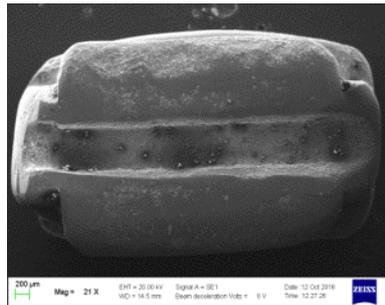
Uji ion *release* ini didukung dengan gambaran *uji SEM* sebelum dan sesudah perendaman pada *artificial saliva pH 7*, dievaluasi dengan perbesaran 21x. Pengamatan visual menunjukkan bahwa perendaman dengan *artificial saliva* pada 16 hari, 28 hari dan 35 hari, tidak tampak terjadinya korosi pada sampel braket ortodontik baru (Gambar 5.2).



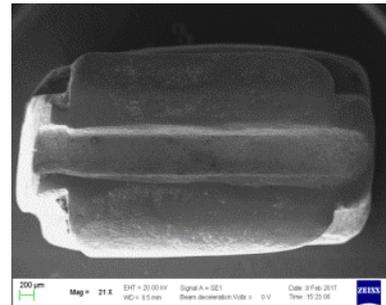
B1



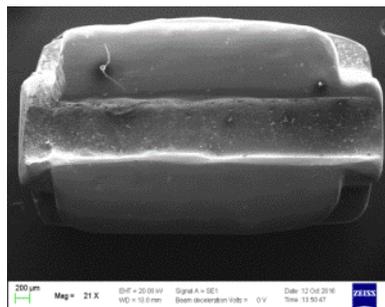
B1'



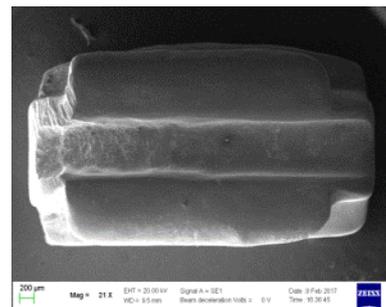
B2



B2'



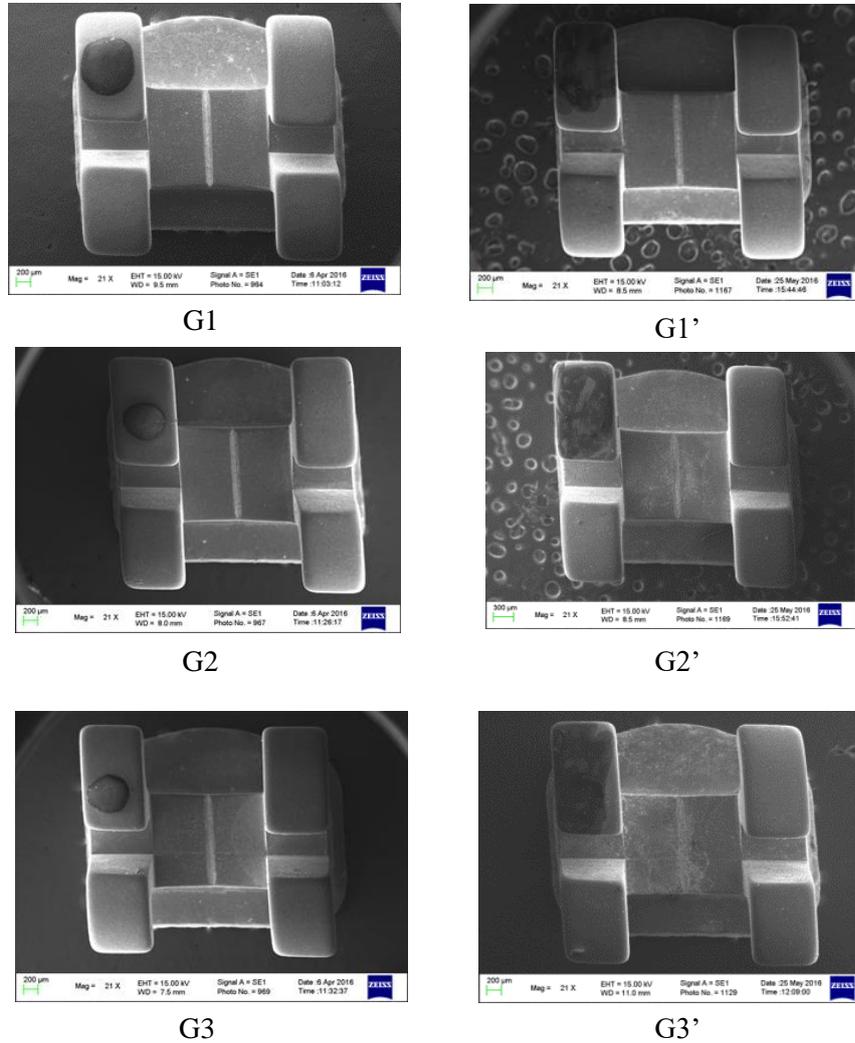
B3



B3'

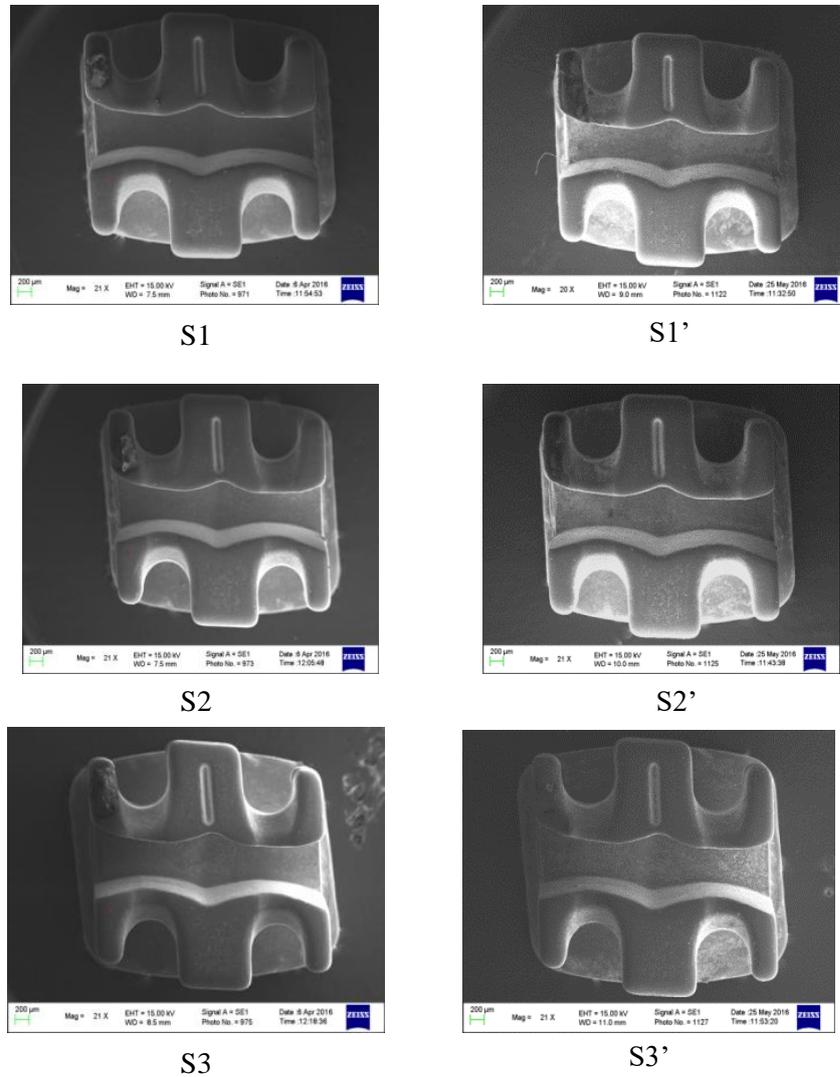
Gambar 5.2 Gambaran Uji SEM dengan Perbesaran 21x, Sampel Braket Ortodontik Baru; B1: Perendaman 16 Hari, B2: Perendaman 28 Hari; B3: Perendaman 35 Hari, B1, B2, B3: Sebelum Perendaman; B1', B2', B3': Setelah Perendaman

Pada pengamatan visual sampel braket ortodontik Gemini® (G) berdasarkan Gambar 5.3, menunjukkan bahwa perendaman dengan *artificial saliva* pH 7 pada 16 hari, 28 hari dan 35 hari, tidak tampak terjadinya korosi.



Gambar 5.3 Hasil Uji SEM dengan Perbesaran 21x, Sampel Braket Ortodontik Gemini®: G1: Perendaman 16 Hari, G2: Perendaman 28 Hari; G3: Perendaman 35 Hari; G1, G2, G3: Sebelum Perendaman; G1', G2', G3': Setelah Perendaman

Pada pengamatan visual sampel braket ortodontik Synergy® (S) berdasarkan Gambar 5.4, menunjukkan bahwa perendaman dengan *artificial saliva* pada 16 hari, 28 hari dan 35 hari, tidak tampak terjadinya korosi.



Gambar 5.4 Hasil Uji SEM dengan Perbesaran 21 x, Sampel Braket Ortodontik Synergy®; S1: Perendaman 16 Hari, S2: Perendaman 28 Hari; S3: perendaman 35 Hari, S1,S2,S3: Sebelum Perendaman; S1',S2',S3': Setelah Perendaman

Setelah uji ion *release* dan uji SEM menunjukkan gambaran ion *release* yang terlepas sangat rendah, dilakukan analisis sitotoksitas dilakukan dengan metode *MTT Assay*, untuk menganalisa persentase viabilitas sel ketika ion *release* ketiga kelompok braket ortodontik berinteraksi dengan sel *HaCat*. Hasil analisis *one way anova* pada Tabel 5.6 menunjukkan nilai $p = 0,029$ yang artinya terdapat perbedaan sitotoksitas yang bermakna pada ketiga kelompok braket ortodontik, untuk mengetahui pada kelompok braket ortodontik manakah terdapat perbedaan yang bermakna maka dilakukan analisis *Post-Hoc LSD*.

Tabel 5.6 Nilai Viabilitas Sel pada Uji Sitotoksitas (%)

Sampel Braket Ortodontik Kelompok	n	Rerata \pm SB (%)	p
B1	4	109,200 \pm 12,4416	0,029
B2	4	123,375 \pm 4,8849	
B3	4	111,625 \pm 8,8868	
S1	4	105,575 \pm 9,4641	
S2	4	120,300 \pm 4,9173	
S3	4	106,850 \pm 11,2281	
G1	4	93,700 \pm 18,0688	
G2	4	123,175 \pm 19,2512	
G3	4	106,400 \pm 10,5606	

Uji One Way Anova; Sampel B: Braket Ortodontik Baru; Sampel G: Braket Ortodontik Impor Gemini®, (3M, USA); Sampel S: Braket Ortodontik Impor Synergy®, (RMO, USA); L1, S1, G1: Perendaman 16 hari; L2, S2, G2: Perendaman 28 hari; L3, S3, G3: Perendaman 35 hari

Tabel di atas menunjukkan nilai rerata viabilitas sel pada setiap kelompok sampel menunjukkan bahwa setiap kelompok sampel memiliki pola yang sama. Pada viabilitas kelompok yang direndam 16 hari memiliki viabilitas yang paling rendah lalu ketika masa perendaman 28 hari tampak viabilitas sel terjadi peningkatan, sedangkan pada masa perendaman 35 hari tampak menurun namun lebih tinggi dibandingkan dengan masa perendaman 16 hari.

Hasil Uji *Post-hoc LSD* pada tabel 5.7 menunjukkan bahwa perbedaan bermakna ($p < 0,005$) terjadi ketika perbandingan dilakukan dengan kategori perendaman yang berbeda, kelompok yang pertama yaitu perbandingan braket baru perendaman 28 hari berbeda bermakna dengan braket Gemini® perendaman 16 hari dan braket Synergy® perendaman 16 hari. Kelompok yang kedua yaitu

perbandingan braket Baru perendaman 35 hari berbeda bermakna dengan braket Gemini® perendaman 16 hari. Kelompok yang ketiga yaitu perbandingan braket Gemini® perendaman 16 hari berbeda bermakna dengan braket Gemini® perendaman 28 hari dan braket Synergy® perendaman 28 hari. Kelompok keempat yaitu braket Gemini® perendaman 28 hari berbeda bermakna dengan Synergy® perendaman 16 hari.

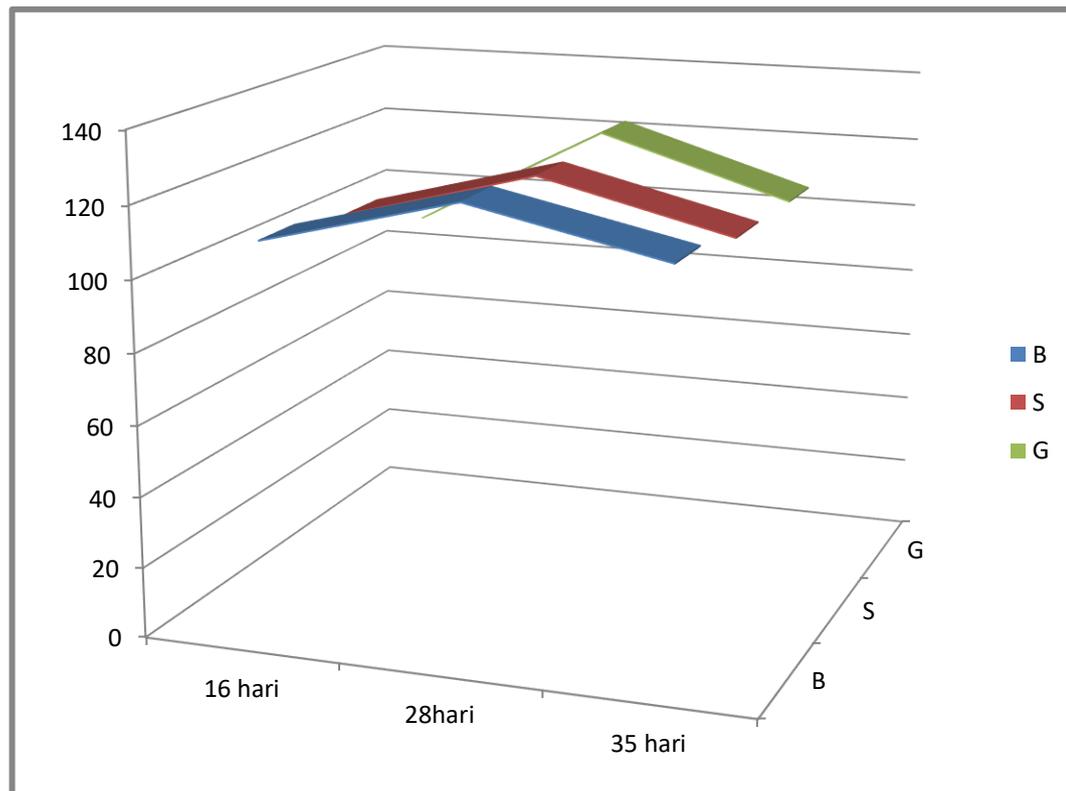
Tabel 5.7 Perbedaan Viabilitas Sel antara Kelompok Braket Ortodontik (%)

Kelompok Sampel	Kelompok Sampel	Perbedaan Rerata	IK 95%		p
			Min	Max	
Braket G 16 hari	braket G 28 hari	-29,4750*	-46,953	-11,997	0,002
	braket G 35 hari	-12,7000	-30,178	4,778	0,148
	braket S 16 hari	-11,8750	-29,353	5,603	0,175
	braket S 28 hari	-26,6000*	-44,078	-9,122	0,004
	braket S 35 hari	-13,1500	-30,628	4,328	0,134
	braket B 16 hari	-15,5000	-32,978	1,978	0,080
	braket B 28 hari	-29,6750*	-47,153	-12,197	0,002
Braket G 28 hari	braket B 35 hari	-17,9250*	-35,403	-0,447	0,045
	braket G 16 hari	29,4750*	11,997	46,953	0,002
	braket G 35 hari	16,7750	-0,703	34,253	0,059
	braket S 16 hari	17,6000*	0,122	35,078	0,049
	braket S 28 hari	2,8750	-14,603	20,353	0,738
	braket S 35 hari	16,3250	-1,153	33,803	0,066
	braket B 16 hari	13,9750	-3,503	31,453	0,112
Braket G 35 hari	braket B 28 hari	-0,2000	-17,678	17,278	0,981
	braket B 35 hari	11,5500	-5,928	29,028	0,186
	braket G 16 hari	12,7000	-4,778	30,178	0,148
	braket G 28 hari	-16,7750	-34,253	0,703	0,059
	braket S 16 hari	0,8250	-16,653	18,303	0,924
	braket S 28 hari	-13,9000	-31,378	3,578	0,114
	braket S 35 hari	-0,4500	-17,928	17,028	0,958
Braket S 16 hari	braket B 16 hari	-2,8000	-20,278	14,678	0,745
	braket B 28 hari	-16,9750	-34,453	0,503	0,056
	braket B 35 hari	-5,2250	-22,703	12,253	0,545
	braket G 16 hari	11,8750	-5,603	29,353	0,175
	braket G 28 hari	-17,6000*	-35,078	-0,122	0,049
	braket G 35 hari	-0,8250	-18,303	16,653	0,924
	braket S 28 hari	-14,7250	-32,203	2,753	0,095
Braket S 28 hari	braket S 35 hari	-1,2750	-18,753	16,203	0,882
	braket B 16 hari	-3,6250	-21,103	13,853	0,674
	braket B 28 hari	-17,8000*	-35,278	-0,322	0,046
	braket B 35 hari	-6,0500	-23,528	11,428	0,484
	braket G 16 hari	26,6000*	9,122	44,078	0,004
	braket G 28 hari	-2,8750	-20,353	14,603	0,738
	braket G 35 hari	13,9000	-3,578	31,378	0,114
	braket S 16 hari	14,7250	-2,753	32,203	0,095
	braket S 35 hari	13,4500	-4,028	30,928	0,126
	braket B 16 hari	11,1000	-6,378	28,578	0,204
	braket B 28 hari	-3,0750	-20,553	14,403	0,721

Kelompok Sampel	Kelompok Sampel	Perbedaan Rerata	IK 95%		p
			Min	Max	
Braket S 35 hari	Braket B 35 hari	8,6750	-8,803	26,153	0,318
	braket G 16 hari	13,1500	-4,328	30,628	0,134
	braket G 28 hari	-16,3250	-33,803	1,153	0,066
	braket G 35 hari	0,4500	-17,028	17,928	0,958
	braket S 16 hari	1,2750	-16,203	18,753	0,882
	braket S 28 hari	-13,4500	-30,928	4,028	0,126
	braket B 16 hari	-2,3500	-19,828	15,128	0,785
	braket B 28 hari	-16,5250	-34,003	,953	0,063
Braket B 16 hari	braket B 35 hari	-4,7750	-22,253	12,703	0,580
	braket G 16 hari	15,5000	-1,978	32,978	0,080
	braket G 28 hari	-13,9750	-31,453	3,503	0,112
	braket G 35 hari	2,8000	-14,678	20,278	0,745
	braket S 16 hari	3,6250	-13,853	21,103	0,674
	braket S 28 hari	-11,1000	-28,578	6,378	0,204
	braket S 35 hari	2,3500	-15,128	19,828	0,785
	braket B 28 hari	-14,1750	-31,653	3,303	0,108
Braket B 28 hari	braket B 35 hari	-2,4250	-19,903	15,053	0,778
	braket G 16 hari	29,6750*	12,197	47,153	0,002
	braket G 28 hari	0,2000	-17,278	17,678	0,981
	braket G 35 hari	16,9750	-0,503	34,453	0,056
	braket S 16 hari	17,8000*	0,322	35,278	0,046
	braket S 28 hari	3,0750	-14,403	20,553	0,721
	braket S 35 hari	16,5250	-0,953	34,003	0,063
	braket B 16 hari	14,1750	-3,303	31,653	0,108
Braket B 35 hari	braket B 35 hari	11,7500	-5,728	29,228	0,179
	braket G 16 hari	17,9250*	0,447	35,403	0,045
	braket G 28 hari	-11,5500	-29,028	5,928	0,186
	braket G 35 hari	5,2250	-12,253	22,703	0,545
	braket S 16 hari	6,0500	-11,428	23,528	0,484
	braket S 28 hari	-8,6750	-26,153	8,803	0,318
	braket S 35 hari	4,7750	-12,703	22,253	0,580
	braket B 16 hari	2,4250	-15,053	19,903	0,778
	braket B 28 hari	-11,7500	-29,228	5,728	0,179

Uji Post Hoc LSD; Sampel B: Braket Ortodontik Baru; Sampel G: Braket Ortodontik Impor Gemini® (3M, USA); Sampel S: Braket Ortodontik Impor Synergy® (RMO, USA)

Perbedaan bermakna yang terjadi pada tabel di atas tidak dapat dijadikan pedoman, disebabkan perbandingan antara kelompok braket dengan kategori perendaman yang berlainan. Hasil analisis sitotoksitas sesuai dengan standar ISO 10993-5 persentase viabilitas sel di atas 80% dikatakan tidak adanya sitotoksitas terhadap sel: antara 60-80% sitotoksik rendah, 40-60% sitotoksik sedang, dibawah 40% dipertimbangkan sebagai toksik. Apabila ditinjau dari Grafik pada Gambar 5.5 menunjukkan bahwa Uji sitotoksitas pada ketiga kelompok sampel braket ortodontik memiliki nilai rerata viabilitas sel di atas 80% di setiap kelompok perendaman dimana berarti dapat dikatakan material ini tidak sitotoksik terhadap sel *HaCat*.

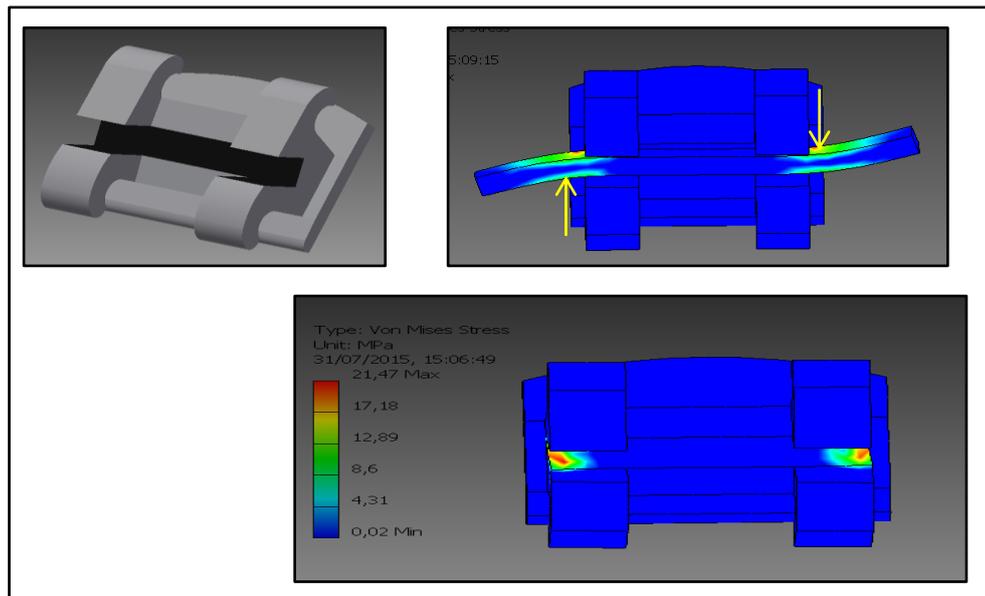


Gambar 5.5 Persentase Viabilitas Sel pada setiap Kelompok Perendaman menunjukkan di atas 80% (Tidak Sitotoksik)

5.2 Hasil Penelitian Tahap 2

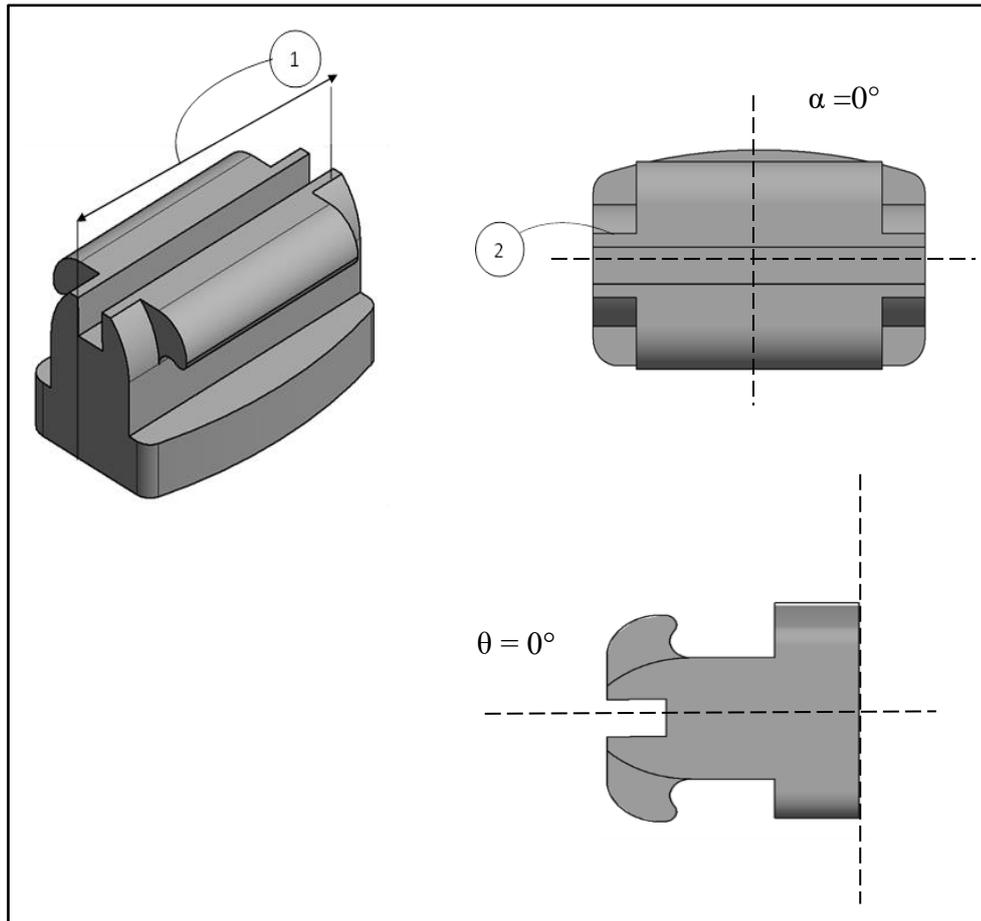
5.2.1 Hasil Simulasi Analisis Stress Desain Baru Braket Ortodontik

Gambar 5.7 menunjukkan hasil simulasi desain braket Gemini® yang diberikan tekanan dari *archwire* di setiap sisi mesiodistal. Hasil distribusi *stress* yang ditimbulkan pada desain braket ini sebesar 21,47 MPa. Pada pengamatan visual terlihat bagian indikator *stress* yang berwarna merah dalam desain braket merupakan bagian yang mendapatkan distribusi *stress* terbesar.



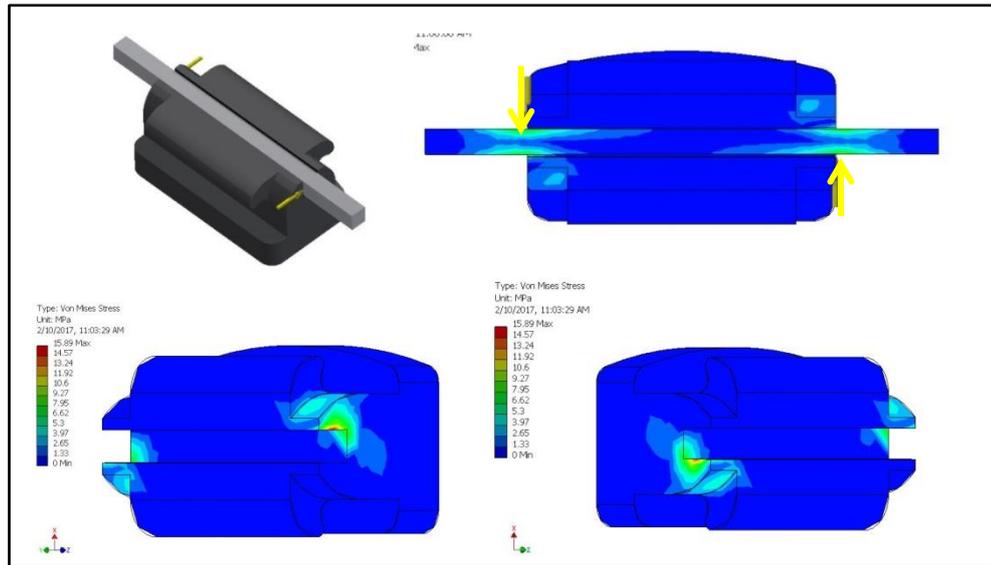
Gambar 5.6 Hasil Simulasi Analisis *Stress* Desain Braket Gemini® dengan Arah Panah Kuning sebagai Tanda Titik *Force* yang diberikan oleh *Archwire* didalam Slot Braket

Hasil simulasi di atas menentukan temuan dari aspek inovasi braket ortodontik baru, desain braket Gemini® termasuk kategori braket lebar dengan *twin wing*. Pada gambaran simulasi menunjukkan bagian *wing* mendapatkan distribusi *stress* yang terbesar. Simulasi braket baru yang dibuat sesuai geometri yang diinginkan pada penelitian ini yang memiliki dua ciri khas, ciri khas yang pertama yaitu braket ini memiliki luas area *wing* yang lebih besar dan termasuk kategori braket lebar dengan *single wing* (Gambar 5.7). Luas area *wing* ini disesuaikan dengan jarak mesiodistal gigi morfotipe Deuteromalayid. Ciri khas ini memiliki tujuan agar distribusi *stress* yang diberikan oleh *archwire* dapat lebih kecil dibandingkan dengan braket Gemini®. Ciri khas yang kedua terdapat suatu area yang merupakan tambahan pada bagian *wing* (Gambar 5.7), dan area ini bermanfaat untuk mengurangi *force* dari ligatur *wire* atau ligatur elastomer. Area ini pun bermanfaat untuk mengurangi friksi antara *archwire* dengan slot braket ortodontik. Ciri khas kedua ini akan dibuktikan pada uji friksi.



Gambar 5.7 Inovasi Braket Ortodontik Baru: Ciri Khas 1: Klasifikasi Braket dengan Geometri Lebar dan *Single Wing*, Ciri Khas 2: *Wing Tambahan*

Ciri khas pertama ini dibuktikan dengan hasil simulasi pada braket baru yang menunjukkan distribusi *stress* yang lebih rendah, yaitu sebesar 15,89 MPa. Simulasi menggambarkan indikator merah pada bagian *wing* yang lebih sedikit, menandakan distribusi *stress* desain braket lebih rendah dibandingkan dengan braket Gemini® (Gambar 5.7).



Gambar 5.8 Hasil Simulasi: Analisis *Stress* Desain Baru Braket Ortodontik, Arah Panah Kuning sebagai Tanda Titik *Force* yang diberikan pada *Archwire* didalam Slot Braket

Perbedaan hasil simulasi analisis *stress* pada Tabel 5.8 menunjukkan bahwa *stress* yang dialami oleh desain baru braket ortodontik berbeda dengan Gemini®, dimana besar *stress* sebesar 15,89 MPa sedangkan pada simulasi sebelumnya untuk braket impor sebesar 21,47 MPa.

Tabel 5.8 Besar Distribusi *Stress* pada Braket Baru dan Braket Gemini®

Braket Ortodontik	Hasil Simulasi Distribusi Stress (MPa)
Desain Baru	15,89
Gemini®	21,47

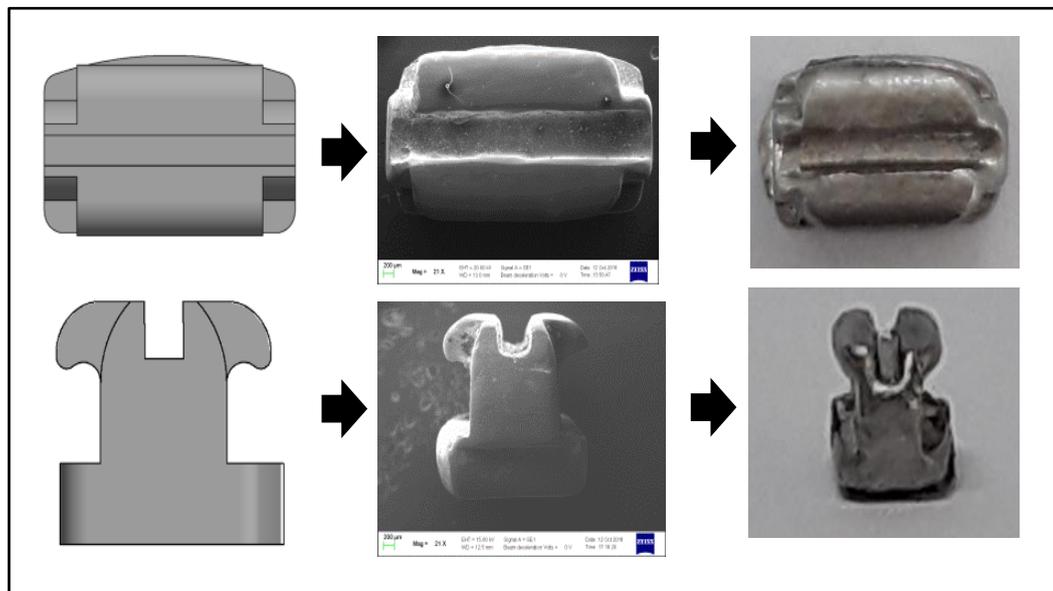
Analisis *stress* yang lebih kecil ini memberikan informasi bahwa perbedaan geometri braket ortodontik mempengaruhi hasil dari distribusi *stress*, pada Tabel 5.9 menunjukkan bahwa geometri panjang *wing* memiliki selisih yang cukup besar yaitu 0,133 inci. Hal ini membuktikan bahwa inovasi braket baru dengan geometri panjang *wing* yang besar membuat distribusi *stress* menjadi rendah.

Tabel 5.9 Perbedaan Geometri Braket Ortodontik Baru dengan Gemini®

Geometri Braket Ortodontik	Hasil Desain (inci)	Gemini® (inci)	Selisih
1 Lebar slot *	0,022	0,030	0,008
2 Panjang basis	0,213	0,200	0,013
3 Panjang <i>wing</i>	0,213	0,080	0,133

5.2.2 Hasil Analisis Bentuk Braket Ortodontik dengan *Investment Casting*

Braket ortodontik baru hasil *investment casting* pada Gambar 5.9 menunjukkan geometri yang kurang presisi seperti yang direncanakan, dari 12 sisi yang menjadi perhatian dalam desain ini ada lima (5) aspek yang mengalami *unfilling defect*.⁵⁷



Gambar 5.9 Hasil Uji *SEM* Geometri *Casting* dan Hasil *Casting* Desain Baru Braket Ortodontik

Tabel 5.10 menunjukkan bahwa terdapat lima (5) bagian dari braket ortodontik baru yang mengalami *unfilling defect* pada saat proses *casting* yaitu lebar slot, ketinggian *wing*, panjang basis, panjang ekstra *wing*, serta panjang *wing* dari atas sampai bawah.

Tabel 5.10 Perbedaan Geometri Hasil *Casting* Desain Braket Baru Ortodontik

Geometri Braket Ortodontik	Hasil Desain (inci)	Hasil Casting (inci)	Selisih
a Tebal basis	0,039	0,039	-
b Lebar slot *	0,022	0,021	0,001
c Kedalaman slot	0,028	-	-
d Ketebalan	0,118	0,118	-
e Ketinggian <i>wing</i> *	0,122	0,109	0,013
f Tinggi garis tengah basis *	0,127	0,110	0,017
g Panjang basis *	0,213	0,12	0,093
h Panjang ekstra <i>wing</i> *	0,028	0,02	0,026
i Panjang slot dilihat dari permukaan depan	0,213	0,213	-
j Panjang <i>wing</i> atas sampai bawah *	0,14	0,11	0,03
k Tinggi <i>wing</i> bagian dalam terhadap <i>wing</i> bagian luar	0,03	0,03	-
l Panjang lengkung basis	0,198	0,198	-

5.2.3 Hasil Analisis Friksi Desain Baru Braket Ortodontik dengan Material *Stainless Steel 17-4 PH*

Hasil analisis *one way anova* pada Tabel 5.11 menunjukkan nilai $p = 0,001$ yang artinya terdapat perbedaan friksi yang bermakna pada ketiga kelompok braket ortodontik, untuk mengetahui pada kelompok braket ortodontik manakah terdapat perbedaan yang bermakna, maka dilakukan analisis *Post-Hoc LSD*.

Tabel 5.11 Perbedaan Friksi Ketiga Kelompok Braket Ortodontik (N)

Sampel	Kelompok	n	Rerata \pm SB	p
Braket Ortodontik	B	10	1,1700 \pm 0,29390	0,001
	S	10	1,3680 \pm 0,49763	
	G	10	0,6690 \pm 0,34272	

Uji *One Way Anova*; Sampel B: Braket Ortodontik Baru; Sampel G: Braket Ortodontik Impor Gemini®, 3M, USA; Sampel S: Braket Ortodontik Impor Synergy®, RMO, USA

Dengan melihat hasil dari analisis *Post-Hoc LSD* pada Tabel 5.12 dapat disimpulkan bahwa braket yang memiliki friksi paling rendah adalah braket ortodontik Gemini®, sedangkan braket ortodontik Baru dan Synergy® memiliki perbandingan nilai friksi yang tidak signifikan. Hasil uji friksi ini membuktikan

bahwa ciri khas kedua dari inovasi braket baru dapat mencapai friksi yang setara dengan braket impor yang ada di pasaran yaitu braket Synergy®.

Tabel 5.12 Perbedaan Friksi antara Kelompok Braket Ortodontik

Sampel	Perbedaan rerata	IK 95%		p
		Min	Max	
B vs G	0,501	0,1450	0,8570	0,008*
B vs S	-0,198	- 0,5540	0,1580	0,264
S vs G	0,699	0,3430	1,0550	0,000*

Uji Post Hoc LSD; Sampel B: Braket Ortodontik Baru; Sampel G: Braket Ortodontik Impor Gemini®, 3M, USA; Sampel S: Braket Ortodontik Impor Synergy®, RMO, USA

BAB 6

PEMBAHASAN

Guna mencapai tujuan penelitian yaitu untuk membuat inovasi braket *stainless steel* 17-4 PH dengan metode *investment casting* maka penelitian yang telah dilakukan menghasilkan dua temuan besar berupa aspek material dan inovasi braket ortodontik. Adapun komposisi *stainless steel* 17-4 PH merupakan material yang sering dipakai pada produk buatan luar negeri, maka pada penelitian ini dilakukan uji komposisi kimia pada material braket baru yang dibandingkan dengan braket impor Gemini® (3M, USA) dan Synergy® (RMO, USA). Hasil analisis komposisi material menunjukkan bahwa material yang digunakan pada semua sampel, memiliki komposisi yang sesuai dengan kontrol *AISI (American Iron and Steel Institute)* 17-4 PH.^{17,41} Setiap sampel memiliki elemen yang berbeda-beda di dalam komposisi tersebut, hal ini mempengaruhi sifat fisik dan sifat mekaniknya.

Elemen kromium (Cr) dari braket Gemini® (18,88 *Wt%*) lebih besar dibandingkan dengan Synergy® (16,2 *Wt%*) dan braket baru (16,5 *Wt%*), elemen kromium (Cr) berfungsi untuk meningkatkan ketahanan terhadap korosi karena dapat membentuk lapisan pasif kromium oksida. Hasil uji laju korosi membuktikan bahwa tidak ada perbedaan bermakna diantara ketiga braket, namun dari nilai rerata braket Synergy® memiliki laju korosi yang paling rendah. Hasil uji ini sesuai dengan gambaran mikrostruktur yang berbeda. Braket Gemini® dan braket baru menunjukkan ciri fasa martensitik dengan gambaran jarum hitam, sedangkan braket Synergy® terdapat fasa yang lebih lemah dengan gambaran yang berbeda dengan kecenderungan ke arah fasa *bainite*, namun untuk memastikannya diperlukan uji *XRD (X-ray Diffraction)* lebih lanjut. Uji korosi membuktikan bahwa Braket Synergy® memberikan sifat ketahanan korosi yang lebih baik dibandingkan dengan Gemini® dan braket baru, dan hal ini dapat disebabkan oleh karena adanya proses *heat treatment* dan pendinginan yang berbeda. Elemen *copper* (Cu) memberikan sifat *precipitating hardening* pada *stainless steel* 17-4 PH, dari sifat elemen ini maka kekerasan material dapat ditingkatkan dengan suhu yang rendah.²⁴ Material braket baru memiliki komposisi

copper (3,7%) yang paling besar diantara Synergy® (2,3%) dan Gemini® (2,1%). Keunggulan komposisi dibuktikan dengan hasil uji kekerasan, dimana kekerasan material braket baru lebih unggul dibandingkan dengan Synergy® namun lebih rendah dari Gemini®. Keunggulan kekerasan dari Gemini® sesuai dengan hasil uji mikrostruktur yang menggambarkan fasa martensitik yang memiliki sifat kekerasan yang lebih baik,⁵⁵ meskipun Gemini® dan braket baru keduanya menunjukkan fasa yang sama, namun memiliki kekerasan yang berbeda. Hal ini dapat disebabkan karena perbedaan proses pembuatannya yaitu braket ortodontik impor dengan metode *Metal Injection Molding (MIM)* yang diberikan perlakuan *heat treatment* sedangkan pada braket baru tidak dilakukan *heat treatment*. Sifat kekerasan pada braket ortodontik penting, terutama pada slot braket dalam menerima *binding* dari *archwire*.⁵² *Archwire* yang lebih keras akan meninggalkan jejak di slot braket yang lebih lunak dan hasil reaksi tersebut dapat meningkatkan friksi.⁵² Analisis pada Synergy® yang menunjukkan kekerasan yang paling rendah dibandingkan yang lain sehingga terbukti bahwa sifat ini berpengaruh terhadap hasil uji friksi.

Elemen nikel (Ni) merupakan elemen yang bermanfaat untuk menstabilkan fase austenitik pada *stainless steel*. Elemen ini meningkatkan ketahanan terhadap oksidasi dan korosi. Namun nikel memiliki risiko terjadinya ion *release* karena antar atom-atom nikel tidak berikatan kuat untuk membentuk senyawa intermetalik, sehingga dibutuhkan ketahanan korosi dari *stainless steel* yang kuat agar ion *release* yang terjadi tetap terkontrol. Elemen nikel pada braket baru dan Gemini® memiliki komposisi yang lebih besar dibandingkan dengan Synergy®, namun pada hasil uji korosi nilai rerata Synergy® lebih tinggi dibandingkan dengan keduanya. Hasil tersebut dapat disebabkan oleh besarnya elemen silikon (Si) pada Synergy® yang bersifat menambah ketahanan terhadap korosi dan dapat ditingkatkan kekerasannya dengan temperatur rendah dan tinggi.^{24, 40}

Berdasarkan gambaran mikrostrukturnya dapat memberikan petunjuk bahwa ketiga braket memiliki proses pembuatan yang berbeda-beda. Braket ortodontik baru yang diproduksi dengan metode *investment casting* menunjukkan morfologi karakteristik jarum berwarna hitam, sama halnya dengan braket

Gemini® dan Synergy® yang diproduksi dengan *Metal Injection Molding (MIM)*. Gambaran ini menunjukkan bahwa ketiga braket memiliki fasa martensitik terutama pada Braket baru dan Gemini®, sedangkan pada braket Synergy® gambaran mikrostrukturnya cenderung memiliki fasa yang lebih lemah. Perbedaan fasa ini tampaknya berpengaruh terhadap hasil kekerasan dan uji laju korosi dimana Synergy® paling rendah dibandingkan Braket baru dan Gemini®.

Perbedaan hasil uji kekerasan dan uji laju korosi terkait dengan persentase komposisi setiap elemen tersebut menunjukkan bahwa material *stainless steel 17-4 PH* dapat dimanfaatkan untuk meningkatkan sifat kekerasan dan ketahanan korosinya, seperti penelitian yang dilakukan oleh Togar dan Husein setelah melakukan *heat treatment* pada *stainless steel 17-4 PH* pada suhu 540°C selama 4 jam dapat meningkatkan ketahanan korosi yang sebelumnya 0,26072 *mm/year* menjadi 0,020012 *mm/year*. Proses *heat treatment* mengakibatkan terjadi pengendapan matriks dari Cu yang menghambat dislokasi atau ketegangan fasa martensitik, sehingga menghasilkan ketahanan korosi maupun meningkatnya kekerasan.^{16, 18}

Syarat utama braket ortodontik sebagai alat kesehatan harus melalui uji biokompatibilitas, langkah pertama dari uji tersebut adalah uji sitotoksisitas. *Ion release* dari braket *stainless steel* yaitu ion nikel dan kromium menjadi perhatian utama pada penelitian ini. Hasil analisis ion *release* dengan uji *ICP-MS (PT.ALS)* dalam perendaman 16, 28 dan 35 hari menunjukkan bahwa ion kromium dan nikel yang terlepas dibawah 0,005 mg/L untuk semua sampel braket ortodontik. Apabila dalam 35 hari dikatakan ion yang terlepas 0,005 mg, maka jika diestimasi dalam sehari *ion release* dari nikel maupun kromium adalah sebesar 0,1µg/L. *Ion release* tersebut masih dibawah nilai ambang yang direkomendasikan oleh *World Health Organization (WHO)* yaitu 50-200 g/hari untuk kromium dan 25-35 g/hari untuk nikel. Hasil ini sesuai dengan apa yang digambarkan pada uji *SEM* bahwa perendaman dengan *artificial saliva* pada 16 hari, 28 hari dan 35 hari, tidak terjadi perubahan morfologi yang signifikan pada sampel braket ortodontik baru, Gemini® dan Synergy®.

Ion release kemudian diuji sitotoksisitas terhadap sel *HaCat* dengan uji *MTT Assay*. Berdasarkan ISO 10993-5 (2009) persentase viabilitas sel di atas 80%

dikatakan tidak sitotoksik terhadap sel, antara 60-80% sitotoksik rendah, 40-60% sitotoksik sedang, dibawah 40% dipertimbangkan sebagai sitotoksik. Uji sitotoksisitas pada ketiga braket ortodontik memiliki nilai rerata viabilitas sel di atas 80% di setiap kelompok perendaman, dimana berarti dapat dikatakan material ini tidak sitotoksik terhadap sel *HaCat*. Hasil ini sesuai dengan hasil uji korosi yang menunjukkan tidak ada perbedaan yang bermakna antara ketiga braket. Beberapa analisis sifat material *stainless steel* 17-4 PH di atas memberikan informasi bahwa untuk meningkatkan kekerasan dan ketahanan korosi sifat material *stainless steel* 17-4 PH dapat ditingkatkan apabila dilakukan dengan *heat treatment*.

Temuan yang kedua yaitu dari aspek inovasi braket ortodontik, pertama-tama membuat simulasi desain braket Gemini® yang termasuk kategori braket lebar dengan *twin wing*. Braket ini diberikan gaya yang berlawanan dari *archwire* di setiap sisi mesiodistal yang menggambarkan gerakan *tipping*. Pada gambaran simulasi tersebut dapat terlihat bagian indikator *stress* yang berwarna merah menunjukkan bagian *wing* mendapatkan *stress* yang tertinggi, hasil distribusi *stress* yang ditimbulkan pada braket ini sebesar 21,47 MPa.

Simulasi braket baru kemudian dibuat sesuai geometri yang diinginkan braket ortodontik baru pada penelitian ini memiliki dua ciri khas, ciri khas yang pertama yaitu braket ini memiliki luas area *wing* yang lebih besar dan termasuk kategori braket lebar dengan *single wing*. Luas area *wing* ini disesuaikan dengan jarak mesiodistal gigi morfotipe Deuteromalayid. Ciri khas ini memiliki tujuan agar *stress* yang diberikan oleh *archwire* dapat lebih kecil dibandingkan dengan braket Gemini®. Jarak mesial distal desain baru ini termasuk dalam kategori braket yang lebar, semakin lebar braket tersebut maka dapat memberikan *force* yang lebih rendah dibandingkan dengan braket yang geometri mesial distalnya lebih sempit.⁵⁸ Ciri khas yang kedua terdapat suatu area yang merupakan tambahan pada bagian *wing*, area ini bermanfaat untuk mengurangi *force* dari ligatur *wire* atau ligatur elastomer, area ini pun bermanfaat untuk mengurangi friksi antara *archwire* dengan slot braket ortodontik. Ciri khas kedua ini akan dibuktikan pada uji friksi.

Desain inovasi braket baru kemudian dilakukan simulasi yang sama seperti pada desain braket Gemini®. Ciri khas pertama ini dibuktikan dengan hasil simulasi pada braket baru yang menunjukkan distribusi *stress* yang lebih rendah, yaitu sebesar 15,89 MPa. Analisis *stress* yang lebih kecil ini memberikan informasi bahwa perbedaan desain braket ortodontik mempengaruhi hasil dari distribusi *stress*, geometri panjang *wing* antara desain braket baru dengan desain braket Gemini® memiliki selisih yang cukup besar yaitu 0,133 inci. Desain braket yang lebar menunjukkan ketika *force* diaplikasikan terhadap braket maka *force* tersebut dapat terbagi ke area yang cukup luas, sehingga hal ini dapat meminimalisasi *stress* yang terjadi.

Tahapan berikutnya setelah simulasi selesai yaitu proses pembuatan braket ortodontik dengan *investment casting* yang dilakukan di PT. Trieka Aimax Cibinong. Proses *investment casting* dilakukan pada lima (5) buah *runner* setiap *runner* berisi 120 braket ortodontik, namun jumlah braket ortodontik yang berhasil di *casting* berjumlah 80 buah. Braket yang berhasil diproduksi menunjukkan kurang presisi seperti yang direncanakan, dari dua belas (12) aspek yang menjadi perhatian dalam desain ini ada lima (5) aspek yang mengalami *unfilling defect*.⁵⁷ Lima (5) aspek yang mengalami *unfilling* setelah proses *casting* adalah lebar slot, ketinggian *wing*, panjang basis, panjang *wing* tambahan, serta panjang *wing* dari atas sampai bawah.

Proses *casting* meliputi pengecoran logam cair ke dalam cetakan, dimana cetakan tersebut sesuai dengan bentuk ortodontik braket yang diinginkan dan membutuhkan solidifikasi yang baik. Bagian yang menjadi solid inilah yang disebut dengan hasil *casting*, dimana tidak berhasil apabila cetakan tidak terisi dengan baik saat pengecoran.⁵⁹ Ada dua hal penyebab terjadinya *unfilling defect* pada braket ortodontik baru, yaitu *cold shut* dan *misrun*. *Cold shut* terjadi ketika aliran dua metal tidak dapat menyatu secara baik sedangkan *misrun* terjadi karena logam cair tidak mampu mengisi ruang cetakan yang sempit dan jauh, cirinya seperti pada braket ortodontik baru yang terlihat pada tepi *body* braket berbentuk bulat dan halus. Kedua hal ini disebabkan oleh waktu pengecoran yang terputus-putus/*intermitten*, pengecoran yang lambat, temperatur leleh yang rendah, komposisi logam yang tidak tepat, kurangnya fluiditas dalam logam cair,

kesalahan desain cetakan, kesalahan desain *ingate*. Cara mengatasinya dengan menggunakan temperatur yang tepat saat proses pengecoran, memodifikasi desain cetakan, memodifikasi sistem *ingate*.^{57,59} Temperatur yang rendah menyebabkan solidifikasi tidak maksimal, sehingga diperlukan temperatur yang lebih tinggi untuk meningkatkan fluiditas dan mampu mengisi daerah yang sempit dan jauh. Pengaturan temperatur yang tepat saat proses pengecoran, dapat mencegah terjadinya *cold shut*.⁵⁹ Kecepatan waktu pengecoran yang lambat mengurangi lancarnya aliran logam cair mengisi ruang yang sempit dan jauh, sedangkan waktu yang cepat menyebabkan udara terjebak ke dalam ruang cetakan sehingga terjadi lubang dan porous. Pengaturan kecepatan waktu pengecoran akan mengurangi terjadinya *cold shut*.⁵⁹

Cara lain untuk mengatasi kurang presisinya hasil *investment casting* menurut Sabau (2005), dengan cara memperkirakan geometri hasil *casting* melalui simulasi dalam *software* komputer yang menganalisis akurasi *heat transfer* dan fenomena deformasi saat proses *investment casting*. Aliran udara pada cetakan *ceramic* sebagian dibatasi oleh fitur geometris sistem pengecoran, *sprue*, *gating*, atau sistem pendukung. Penyebab terjadinya perubahan geometri adalah karena adanya deformasi pada *wax pattern*, *ceramic mold* dan material *stainless steel* selama proses *casting*. Parameter *wax pattern* yang perlu diperhatikan adalah komposisi *wax*, viskositas *wax*, karakteristik *shrinkage* dari *wax*, dan parameter injeksi seperti temperatur cetakan, tekanan injeksi, temperatur injeksi. Cetakan *ceramic* sangat menentukan terhadap kualitas permukaan dari braket ortodontik yang diproduksi, karena membutuhkan dimensi cetakan *ceramic* yang detail dan stabil. Permukaan braket ortodontik yang halus akan mengurangi biaya untuk melakukan *finishing* dan *polishing*.⁶⁰ Parameter cetakan *ceramic* yang perlu diperhatikan adalah komposisi dari cetakan *ceramic*, ketebalannya, jumlah *grainfiness*, temperatur saat proses *dewaxing* dan cetakan temperatur *preheat*. *Software* komputer berguna untuk estimasi perubahan dimensi *wax pattern*, cetakan *ceramic* dan sistem *alloy*. Simulasi komputer merupakan alat pendukung yang penting untuk proses analisis dan semakin sering digunakan dalam industri *investment casting*. Pengecoran yang baik perlu kombinasi antara eksperimen serta *software* simulasi dalam komputer.⁶¹

Ciri khas kedua pada inovasi braket ortodontik baru yaitu area tambahan pada *wing* braket. Ciri khas ini dapat dibuktikan dengan uji friksi antara braket ortodontik baru dengan Gemini® dan Synergy®. Bentuk dari braket ortodontik hasil *investment casting* mengalami beberapa bagian yang kurang presisi, namun tetap dapat dilakukan uji friksi. Hasil uji friksi menunjukkan terdapat perbedaan friksi yang bermakna antara ketiga braket ortodontik, braket yang memiliki friksi paling rendah adalah braket ortodontik Gemini®, sedangkan braket ortodontik baru dan Synergy® memiliki perbedaan friksi yang tidak signifikan. Braket Synergy® memiliki friksi yang paling besar dibandingkan dengan braket ortodontik Gemini® dan braket ortodontik baru. Hasil penelitian menunjukkan bahwa desain baru braket ortodontik memiliki friksi *force* yang tidak berbeda bermakna dengan braket Synergy®, namun ada perbedaan bermakna dengan braket Gemini®. Salah satu penyebab adanya perbedaan adalah tidak sempurnanya geometri yang dihasilkan proses *casting* terutama pada bagian ciri khas kedua sayap (*wing*) tambahan yang bertujuan untuk mengurangi *friction force* dari tekanan yang diberikan oleh ligasi *wire*. Ketika *force* diaplikasikan terhadap *archwire* dengan percepatan 10 mm/mnt dianalogikan seperti besarnya *Applied force* (F_A), namun apabila *frictional force* (F_F) memiliki nilai yang sama, maka berarti tidak ada pergerakan yang terjadi ($F_E = F_A - F_F$). Selama masih terjadi *Frictional force* (F_F) maka *effective force* (F_E) akan selalu lebih kecil daripada *Applied Force* (F_A), sebab itu proses *sliding mechanic* pada perawatan ortodontik dapat terjadi apabila *Frictional force* (F_F) lebih kecil dibandingkan dengan *force* yang diaplikasikan (F_A).⁶²

Berdasarkan hasil data *Frictional force* (F_F) dari braket ortodontik baru (1,17 N), lebih besar dibandingkan dengan yang terjadi pada braket Gemini® (0,67 N), dan lebih kecil dibandingkan dengan braket Synergy® (1,37 N). Braket Synergy® memiliki desain unkonvensional yang terdiri dari tiga (3) *wing*, sehingga dinding *slot* yang menyentuh *archwire* ketika bergeser lebih banyak, dibandingkan dengan Gemini®. Desain braket ortodontik baru sebenarnya memiliki ciri khas untuk mencapai *Frictional force* (F_F) yang lebih rendah dibandingkan dengan Synergy® maupun Gemini®, namun hasil *investment casting* mengalami *unfilling defect* dalam membentuk geometri *wing* tambahan

secara sempurna, meskipun dinding slot yang dimiliki desain baru ini lebih luas dan lebih banyak menyentuh permukaan *archwire*, namun tekanan ligasi *wire* dapat sedikit dikurangi oleh *wing* tambahan yang tidak sempurna sehingga *frictional force* yang dihasilkan dapat lebih kecil dibandingkan dengan braket Synergy®.

Hasil uji friksi inipun sesuai dengan *review* dari Pacheco *et al.* (2012) yang menyatakan bahwa dengan meningkatkan kekerasan pada braket *stainless steel* dan *archwire* akan mengurangi friksi.⁶³ Pengamatan visual mikrostruktur dan uji kekerasan dari *stainless steel* 17-4 PH pada braket baru, Gemini®, dan Synergy® menunjukkan kekerasan yang paling tinggi pada braket Gemini® memberikan dampak friksi yang lebih rendah pada braket ini. Pengamatan visual mikrostruktur pada braket Synergy® yang menunjukkan fasa yang lebih lemah dibandingkan kedua braket yang lain, serta hasil uji kekerasan yang paling rendah memberikan dampak terhadap friksi yang paling tinggi pada braket ini dibandingkan dengan braket Gemini® dan braket baru.

Penelitian yang berkelanjutan perlu dilakukan untuk inovasi braket ortodontik di Indonesia, yaitu pertama aspek perlakuan *heat treatment* pada material *stainless steel* 17-4 PH dengan waktu perendaman yang lebih lama dan pH saliva yang asam. Aspek kedua yaitu melakukan analisis kuantitas pembentukan biofilm terhadap desain braket yang baru dari sudut pandang material korosi yang disebabkan oleh mikrobiologi pernah dianalisis dalam penelitian yang dilakukan oleh Danang, Adam dan Esta dengan melakukan *heat treatment* pada *stainless steel* 17-4 PH di suhu 590°C selama 4 jam. Perlakuan ini memberikan peningkatan ketahanan korosi dan setelah diujicobakan terhadap bakteri *streptococcus mutans*, *staphylococcus pyogenes*, *staphylococcus aureus*, *streptococcus sobrinus*, *streptococcus sanguinis*, dan jamur *candida albicans* menunjukkan laju korosi yang rendah.^{17, 40, 41} Penelitian dari aspek inovasi desain braket ortodontik turut berperan dalam keberadaan lapisan biofilm seperti penelitian yang dilakukan Van Gastel *et al.* Desain yang berbeda akan menunjukkan perbedaan formasi biofilm,⁶⁴ maka seperti lekukan yang terdapat antara *body* dengan basis pada braket ortodontik memiliki risiko terjadinya korosi yang disebabkan oleh mikrobiologi. Biofilm yang terbentuk di permukaan akan

sulit dibersihkan dan terjadi aktifitas mikroba yang dapat memberikan reaksi kinetik dari katoda atau anoda yang mengubah kimiawi lapisan pelindung kromium oksida dari material braket *stainless steel*.⁴⁹

Aspek yang ketiga inovasi desain braket berikutnya untuk karakteristik gigi morfotipe Deuteromalayid yang lebih detail meliputi seluruh gigi di rahang atas dan rahang bawah. Beberapa ciri khas gigi yang perlu diperhatikan adalah jarak mesio distal gigi, *anatomical crown*, *Facial Axis of the Clinical Crown (FACC)*, *Facial Axis point (FA)*, *crown inclination*, *crown angulation*,¹⁹ lalu dilakukan uji analisis *stress* dalam lingkup yang lebih luas. Pengembangan simulasi tersebut melibatkan gigi dan jaringan periodontal serta tulang alveolar, sehingga lebih menggambarkan bagaimana efek iatrogenik yang terjadi ketika interaksi *force* dari *archwire* diaplikasikan. Seperti yang dilakukan oleh Norman *et al* yang mengembangkan simulasi pergerakan gigi seri pertama maksila dengan menggunakan *CAD/CAM* untuk melihat distribusi *stress* yang meliputi pembuatan gigi, tulang alveolar, dan ligamen periodontal serta mampu menggambarkan pergerakan gigi yang berbeda dan disertakan *center of rotation* dan *center of resistance*. Simulasi dilengkapi dengan pengaturan nilai modulus elastisitas dari material yang dipilih, desain braket ortodontik, ligamen periodontal dan tulang alveolar berdasarkan data dari literatur.⁶⁵

Aspek yang keempat inovasi dapat dikembangkan dengan pengujian *Frictional Force (F_F)* dari aspek uji kekasaran dari braket ortodontik, banyak yang memperkirakan bahwa semakin halus kekasaran permukaan akan semakin rendah friksinya, namun yang terjadi semakin halus permukaan maka akan terjadi fenomena adhesif dan semakin kasar permukaan pun turut menyebabkan koefisien friksi (μ) yang tinggi, maka tingkat kekasaran permukaan yang menengah akan memiliki korelasi yang baik antara kekasaran dan koefisien friksi (μ).⁶²

Aspek yang keenam pengembangan inovasi braket ortodontik dari aspek metode pembuatannya dapat dilakukan dengan cara dan metode yang lain, sesuai dengan apa yang dibutuhkan. Penelitian ini memberikan informasi bahwa metode *investment casting* sesuai untuk membuat braket yang *customized*, seperti contohnya pada produk impor *lingual* braket *incognito®*.^{22, 66} *Investment casting* tidak sesuai apabila digunakan untuk produksi massal, karena memiliki

keterbatasan dalam hal waktu *finishing* yang lama, serta hanya terbatas pada geometri yang sederhana. Pembuatan *wax pattern* pada metode *investment casting* sebaiknya dilakukan dengan teknologi *rapid prototyping*, sehingga tidak memerlukan pembuatan cetakan untuk *wax pattern* yang cukup mahal serta mendapatkan geometri yang lebih presisi.⁶⁷ Pengembangan proses *investment casting* dalam mencegah terjadinya *defect* dapat dilakukan seperti pada penelitian Karwinski *et al.* (2011) yang melakukan evaluasi terhadap hasil cetakan *ceramic* dengan mengukur parameter karakteristik temperatur yang sesuai untuk membuat cetakan *ceramic*, mengevaluasi kekuatan dari komposisi lapisan cetakan *ceramic*, lalu menguji kekuatan cetakan *ceramic* dalam menerima temperatur yang tinggi, dan menganalisis interaksi *stainless steel* dengan cetakan *ceramic*. Karwinski *et al.* melakukan simulasi pengecoran dan solidifikasi dengan *software* komputer serta melakukan pengecorannya dengan metode *centrifugal casting* dalam lingkungan yang vakum.⁶⁸ Metode *centrifugal casting* dapat menghilangkan adanya kotoran maupun udara yang terjebak serta mencegah terjadinya *unfilling defect*.⁶⁹

Hasil penelitian ini memberikan kesempatan untuk melakukan inovasi lain yaitu memproduksi braket ortodontik secara massal yang dapat dilaksanakan dengan metode *Metal Injection Molding (MIM)*.²¹ Ada hal-hal yang turut diperhatikan dalam metode *MIM* karena dalam penelitian Zinelis *et al.* (2005) menyatakan bahwa meskipun *MIM* merupakan teknologi yang sering digunakan untuk produksi massal namun braket ortodontik yang diproduksi menunjukkan adanya *porous* akibat *shrinkage* pada *green parts* selama proses *sintering*. Beberapa faktor yang perlu diperhatikan untuk mencegahnya adalah faktor *alloy*, tipe *powder metallurgy*, metode *debinding*, *sintering heat rate*, dan *sintering hold time*.²¹

Berdasarkan hasil penelitian menunjukkan bahwa perbedaan yang ada pada hasil uji komposisi dan mikrostruktur material memberikan pengaruh terhadap hasil uji kekerasan, laju korosi dan sitotoksitas, serta uji analisis *stress* maupun uji friksi. Inovasi braket ortodontik baru selain dari pemilihan material *stainless steel 17-4 PH*, menunjukkan bahwa desain braket ini turut berpengaruh terhadap hasil uji analisis *stress* dan hasil uji friksi, begitu pula dengan pemilihan

metode pembuatan braket dengan *investment casting*. Ketiga hal yang terdiri dari pemilihan material, pemilihan desain dan pemilihan metode pembuatan braket ortodontik akan berdampak pada performa di klinik. Penelitian ini membuktikan bahwa inovasi braket ortodontik dapat dilakukan dan diproduksi di Indonesia. Hasil penelitian ini dapat tercapai atas kerjasama berbagai cabang ilmu seperti bidang Kedokteran Gigi yang terdiri dari Ortodontik dan Dental Material serta Oral Biologi, bidang Teknik yang terdiri dari Teknik Metalurgi dan Material dan Teknik Mesin.

BAB 7

KESIMPULAN DAN SARAN

7.1 Kesimpulan

Inovasi braket ortodontik dengan spesifikasi yang direncanakan telah berhasil dilakukan dan dibuat di Indonesia dengan kesimpulan sebagai berikut:

- 7.1.1 Inovasi braket ortodontik dengan bahan *stainless steel* 17-4 PH dapat dibuat di Indonesia dengan sifat komposisi, mikrostruktur, kekerasan, laju korosi, sitotoksisitas material yang setara dengan braket impor yang beredar di pasaran.
- 7.1.2 Inovasi braket ortodontik baru yang dibuat di Indonesia memiliki kekuatan *wing* yang lebih baik daripada desain braket impor kategori *twin wing* dalam simulasi distribusi *stress*.
- 7.1.3 Inovasi braket ortodontik baru yang dibuat di Indonesia memiliki friksi yang lebih rendah daripada braket impor Synergy®.

7.2 Saran

- 7.2.1 Material *stainless steel* 17-4 PH pada inovasi ini belum dilakukan *heat treatment*, sehingga pengujian berikutnya perlu dilakukan *heat treatment* untuk meningkatkan kekerasan dan ketahanan korosinya.
- 7.2.2 Uji biokompatibilitas dalam penelitian ini yaitu uji sitotoksisitas yang masih dilakukan dengan tahap *invitro*, sehingga perlu dilakukan uji biokompatibilitas secara menyeluruh ke tahap *invivo*.
- 7.2.3 Metode *investment casting* sesuai untuk pembuatan braket ortodontik yang *customized* dengan desain yang sederhana, sedangkan pembuatan braket ortodontik secara massal sebaiknya dilakukan dengan metode *Metal Injection Molding (MIM)*.
- 7.2.4 Pembuatan braket pada penelitian ini hanya pada satu desain gigi seri rahang atas, sehingga perlu pembuatan braket secara menyeluruh dan melakukan pengujian friksi secara interbraket.
- 7.2.5 Inovasi braket ortodontik selanjutnya perlu dikembangkan dengan melibatkan inklinasi dan angulasi serta kontur labial dari gigi morfotipe Deuteromalayid.

DAFTAR REFERENSI

1. Pribadi A. Pengukuran Kebutuhan Perawatan Ortodonti pada Remaja Usia 12-13 Tahun Di SLTP Jakarta Pusat dengan menggunakan *Index of Orthodontic Treatment Need* (Studi Pendahuluan). Tesis; Jakarta, Indonesia: University Of Indonesia; 2003:26.
2. Pakpahan EL. Kebutuhan Perawatan Ortodonti Remaja SLTP Usia 12-13 Tahun di Jakarta Selatan. Tesis; Jakarta, Indonesia: University Of Indonesia; 2004:54.
3. Sinulingga IS. Kebutuhan Perawatan Ortodonti pada Remaja Usia 12-15 Tahun menggunakan Indikator Kebutuhan Perawatan Ortodonti (IKPO). Tesis; Jakarta, Indonesia: University of Indonesia; 2010:33.
4. Statistik BP. Sensus Penduduk 2010. In: Statistik BP, Editor. Sp2010.Bps.Go,Id; 2010.
5. Glinka J, Artaria MD, Koesbardiati T. The Three Human Morphotypes in Indonesia. Surabaya: Department of Anthropology, FISIP, Universitas Airlangga; 2004:1-3.
6. RI DK Tentang Kebijakan Pelayanan Kedokteran Gigi Keluarga. [Http://Www.Hukor.Depkes.Go.Id/Kepmenkes/KMK%20No.%201415%200](http://www.hukor.depkes.go.id/kepmenkes/kmk%20No.%201415%200): Departemen Kesehatan RI 2006. Iv.
7. Direktorat Bina Upaya Kesehatan Dasar, Direktorat Jenderl Bina Upaya kesehatan. Profil Pelayanan Kesehatan Gigi dan Mulut Indonesia; Kementerian Kesehatan RI; 2014.
8. Bank W. Data World Bank Populasi Indonesia. [Http:// Data. Worldbank. Org/ Country/ Indonesia](http://Data.Worldbank.Org/Country/Indonesia); 2017.
9. Anaya A, Direktorat Penilaian Alat Kesehatan. Roadmap Pengembangan Industri Alat Kesehatan 2015 – 2035; 2016:5-38.
10. Tamizharasi, Kumar S. Evolution of Orthodontic Brackets. *JIADS* 2010;1:26-30.
11. Flores DA, K.Choi L, Caruso JM, *et al.* Deformation of Metal Brackets: A Comparative Study. *The Angle Orthodontist* 1994;64(4):283-90.
12. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The Influence of Bracket Design on Frictional Losses in The Bracket/Arch Wire System *Journal Of Orofacial Orthopedics* 1999;60:335-47.
13. Wahl N. Orthodontics In 3 Millennia.Chapter 16: Late 20th-Century Fixed Appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134(6):827-30.
14. Oh KT, Choo SU, Kim KM, Kim KN. A Stainless Steel Bracket for Orthodontic Application. *Europ J Orthod* 2005;27:237-44.
15. Vyas R, Issaid MA, Idris BA. Biocompatibility and Corrosive Resistance- A Review. *Cairo Dental J* 2009;25(3):361-65.
16. Abdullah H. Pengaruh Penuaan Pada 570° C Terhadap Sifat Mekanik dan Penuaan pada 540° C Terhadap Biokompatibilitas Sel Fibroblas secara Invitro Dari Baja SS 17-4 PH.Skripsi; Fakultas Teknik: University Indonesia; 2016:22.
17. Mohammad DW. Pengaruh Bakteri *Streptococcus mutan* dan *Streptococcus pyogenes* terhadap *Microbiology Induced Corrosion* dan

- Biocompatibility Heat Treated Stainless Steel 17-4 PH*. Skripsi; Fakultas Teknik: University Indonesia; 2014:50.
18. Togar ML. Pengaruh Penguatan Penuaan pada 540°C terhadap Biodegradasi, Ketahanan Korosi Karakteristik Permukaan dan Biokompatibilitas In Vitro Baja SS 17-4 PH Dengan Metode MTT Assay Pada Sel Epitel. Skripsi; Fakultas Teknik: University Indonesia; 2016.
 19. Halim H. Pengembangan Alat Cekat Deuteromalayid (Breket DM) Ortodonti Serta Efektivitas dan Efisiensi Terhadap Perawatan Maloklusi Kelas 1. Disertasi; Universitas Indonesia 2005:128-29.
 20. Sitanggung TW, Supriadi S. Produksi Braket Ortodontik dengan menggunakan Proses Investment Casting. Tesis; Indonesia: University Indonesia; 2015:3-14.
 21. Zinelis S, Annousaki O, Makou M, Eliades T. Metallurgical Characterization of Orthodontic Brackets Produced by Metal Injection Molding (MIM). *Angle Orthodontist* 2005;75:1024-31.
 22. Mujagic M, Fauquet C, Galletti C, *et al.* Digital Design and Manufacturing of The Lingualcare Bracket System. *JCO* 2005;39(6):375-82.
 23. Ginting BM. Gunakan Alat Kesehatan Yang Memenuhi Standar. *Infarkes. Indonesia: Direktorat Jenderal Bina Kefarmasian dan Alat Kesehatan Kementerian Kesehatan RI* 2015:8-15.
 24. Khan H. Orthodontic Brackets Selection, Placement, Debonding. North Charleston,SC: Create Space Independent Publishing Platform; 2015:21-27.
 25. Artaria MD, Herijadi BS. Dental Measurements of Deuteromalayid Javanese Students of The Faculty of Dentistry in Airlangga University. *Dental J* 2010;44(3):122-26.
 26. Schlegel V. Relative Friction Minimization in Fixed Orthodontic Bracket Appliances. *J Biomechanics* 1996;29(4):483-91.
 27. Presiden KS, RI KSN, RI SK. Kemerdekaan Sebagai Jalan Mewujudkan Kesejahteraan. [Http://Presidenri.Go.Id/Topik-Aktual/Kemerdekaan-Sebagai-Jalan-Mewujudkan-Kesejahteraan.Html](http://Presidenri.Go.Id/Topik-Aktual/Kemerdekaan-Sebagai-Jalan-Mewujudkan-Kesejahteraan.Html); 2016.
 28. Kusy RP. Orthodontic Biomaterial: From The Past To The Present. *Angle Orthodontist* 2002;72(6):501-12.
 29. Trevisi H. Smart Clip Self Ligating Appliance System. British: Elsevier Limited; 2007:135.
 30. Zreaqat M, Hassan R. Self-Ligating Brackets: An Overview, Principles in Contemporary Orthodontics; 2011. P. [Http:// www.Intechopen.Com /Books/Principles-in-Contemporary-Orthodontics/Self-Ligating-Brackets-An Overview](http://www.Intechopen.Com/Books/Principles-in-Contemporary-Orthodontics/Self-Ligating-Brackets-An-Overview).
 31. ISO 27020. Dentistry Brackets and Tubes for Use in Orthodontics. In: Standard I, Editor; 2010.
 32. Glinka J, Koesbardiati T. Morfotipe Wajah dan Kepala di Indonesia: Suatu Usaha Identifikasi Variasi Populasi. *J Anatomi Indonesia* 2007;2(1):41-46.
 33. Fernandes TMF, Sathler R, Natalício GL, Henriques JFC, Pinzan A. Comparison of Mesiodistal Tooth Widths in Caucasian, African and Japanese Individuals with Brazilian Ancestry and Normal Occlusion. *Dental Press J Orthodontics* 2013;18(3):130-35.

34. Deswita Y. Perbedaan Besar Friksi Kinetik antara Braket Edgewise Standar Slot .018 Dengan Slot .022 Pada Saat Pergerakan Sliding Gigi Kaninus. Tesis; Jakarta: University Indonesia; 2014:8-14.
35. Anggani HS. Pengaruh Tekanan Ortodontik pada Perubahan Mikrostruktur Permukaan Jaringan Sementum. Disertasi; Jakarta: University Indonesia; 2012:30-33.
36. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary Orthodontics: Mosby Elsevier; 2007:341
37. Husain N, Kumar A. Frictional Resistance between Orthodontic Brackets And Archwire: An In Vitro Study. J Contemporary Dental Practice 2011;12(2):91-99.
38. Kusy RP, Whitley JQ. Influence Of Archwire and Bracket Dimensions On Sliding Mechanics: Derivations and Determinations of The Critical Contact Angles for Binding. Europ J Orthod 1999;21:199-208.
39. Articolo LC, Kusy K, Saunders CR, Kusy RP. Influence of Ceramic and Stainless Steel Brackets on The Notching of Archwires during Clinical Treatment. Europ J Orthod 2000;22:409-25.
40. Arlan AS. Pengaruh Bakteri Streptococcus Sobrinus dan Candida Albican terhadap Microbiology Induced Corrosion dan Biocompatibility Heat Treated Stainless Steel 17-4 PH. Skripsi; Jakarta: University Indonesia; 2014:11-13,30.
41. Rahmandari E. Pengaruh Bakteri Staphylococcus Aureus dan Streptococcus Sanguinis Terhadap Microbiology Induced Corrosion dan Biocompatibility Heat Treated Stainless Steel 17-4 PH. Skripsi; Jakarta: University Indonesia; 2014:17-21,64.
42. Kao C-T, Ding S-J, Min Y, *et al.* The Cytotoxicity of Orthodontic Metal Bracket Immersion Media. Europ J Orthod 2007;29:198-203.
43. Mikulewics M, Chojnacka K, Wolowiec P. Release of Metal Ions From Fixed Orthodontic Appliance An In Vitro Study in Continuous Flow System. Angle Orthod 2014;84(1):140-48.
44. Ludlum AA. Stainless Steel AL 17-4 Precipitation Hardening Alloy (UNS DesignationS17400). [Http://Www.Specialtysteelsupply.Com/Brochure/17-4-Technical-Data.Pdf](http://Www.Specialtysteelsupply.Com/Brochure/17-4-Technical-Data.Pdf); 2006.
45. Mirzadeh H, Najafizadeh A. Aging Kinetics of 17-4 PH Stainless Steel. Material Chemistry And Physics 2009;116:119-24.
46. Huang Y, Keilig L, Rahimi A, *et al.* Numeric Modeling of Torque Capabilities Of Self-Ligating and Conventional Brackets. American Journal Of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2009;136:638-43.
47. Garcez AS, Suzuki SS, Ribeiro MS, *et al.* Biofilm Retention By 3 Methods Of Ligation On Orthodontic Brackets: A Microbiologic and Optical Coherence Tomography Analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011;140:193-98.
48. Chaturvedi TP. Corrosion Behaviour of Orthodontic Alloys - A Review India: Faculty of Dental Sciences Institute of Medical Sciences Banaras Hindu University 2008:7-14.
49. House K, Sernetz F, Dymock D, Sandy JR, Ireland AJ. Corrosion of Orthodontic Appliances-Should We Care? American J Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2008;133(4):584-92.

50. Demling A, Elter C, Heidenblut T, *et al.* Reduction of Biofilm on Orthodontic Brackets with The Use of A Polytetrafluoroethylene Coating. *European J Orthodontics* 2010;32:414-18.
51. Eliades T, Zinelis S, Bourauel C, Eliades G. Manufacturing of Orthodontic Brackets: A Review of Metallurgical Perspectives and Applications. *Materials Science* 2008;1:135-39.
52. Zinelis S, Sifakakis L, Katsaros C, Eliades T. Microstructural and Mechanical Characterization of Contemporary Lingual Orthodontic Brackets. *Europ J Orthod* 2014;36:389-93.
53. Arindam P, Srivatsan TS, Doll GL. The Tensile Properties and Fracture Behavior of Two High Strength Steels: Influence of Coating. *SOJ Materials Science & Engineering* 2016;4(1):1-8.
54. Schroeder R, Hammes G, Binder C, Klein AN. Plasma Debinding and Sintering of Metal Injection Moulded 17-4 PH Stainless Steel. *Material Res* 2011;14(4):564-68.
55. Committee ASM Handbook. Martensitic Structures, Metallography and Microstructures. *The ASM Handbook*; 2004; 9:165-178.
56. Trebuna F, Bocko J, Simcak F, Bursak M. Analysis of Failures of Leaf Springs of Continuous Casting Machines. *American Journal Of Mechanical Engineering* 2013;1(7):304-08.
57. Rajkolhe R, Khan JG. Defects, Causes and Their Remedies In Casting Process: A Review. *International J Research In Advent Technology* 2014;2(3):375-83.
58. Nanda R. *Biomechanics And Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*. St Louis, Missouri: Elsevier; 2005:1-11
59. Kumar JY, Amirthagadeswaran KS, Gowrishankar S. Casting Process Optimization for Reducing The Coldshut Defect in Castings Using Response Surface Methodology. *Indian J Engineering & Material Sciences* 2014;22:187-94.
60. Singh B, Kumar P, Mishra B. Parametric Optimization of Casting Surface Roughness Produced by Ceramic Shell Investment Casting Process. *International J Surface Engineering & Materials Technology* 2011;1(1):48-55.
61. Sabau AS. Numerical Simulation of The Investment Casting Process. *American Foundry Society* 2005;160(4):1-11.
62. Burstone CJ, Choy K. *The Biomechanical Foundation of Clinical Orthodontics* 1st Edition. Illinois: Quintessence Books; 2015:454-60.
63. Pacheco MR, Jansen WC, Oliveira DD. The Role of Friction in Orthodontics. *Dental Press J Orthod* 2012 17(2):170-7.
64. Gastela Jv, Quirynen M, Teughels W, *et al.* Microbial Adhesion on Different Bracket Types In Vitro. *Angle Orthodontist* 2009;79(5):915-21.
65. Penedo ND, Elias CN, Pacheco MCT, Gouvêa Jpd. 3D Simulation of Orthodontic Tooth Movement. *Dental Press J Orthod* 2010;15(5):98-108.
66. Dan Grauer, Wiechmann D, Heymann GC. Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing Technology in Customized Orthodontic Appliances. *J Esthet and Restorat Dent* 2012;24(1):3-9.

67. Hernandez MM, Hernandez AJ, Vera MA, Cazares JA, Rodriguez MH. Optimization of The Investment Casting Process. METABK 2011;51(2):273-76.
68. Karwinski A, Lesniewski W, Wyeliczko P. The Technology of Precision Casting of Titanium Alloys Bycentrifugal Process. Archieves of Foundry Engineering 2011;11(3):73-80.
69. Wei S, Lampman S. Centrifugal Casting. ASM Handbook 2008;15:667-73.

LAMPIRAN I

I.1 Hasil Statistik Analisis Kekerasan Material Braket Ortodontik

Uji Normalitas Data

Descriptives

kekerasan

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Min	Max
					Lower Bound	Upper Bound		
Gemini	10	312,50	9,801	3,099	305,49	319,51	294	323
Synergy	10	265,20	14,673	4,640	254,70	275,70	241	287
Braket Baru	10	296,50	15,693	4,963	285,27	307,73	281	323
Total	30	291,40	23,922	4,367	282,47	300,33	241	323

Tests of Normality

Braket	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Gemini	,201	10	,200*	,904	10	,240
Synergy	,148	10	,200*	,968	10	,873
Braket Baru	,228	10	,152	,871	10	,102

Uji One Way Anova

Test of Homogeneity of Variances

kekerasan

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
2,307	2	27	,119

ANOVA

kekerasan

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	11576,600	2	5788,300	31,141	,000
Within Groups	5018,600	27	185,874		
Total	16595,200	29			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

122

Dependent Variable: kekerasan

LSD

(I) Braket	(J) Braket	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Gemini	Synergy	47,300*	6,097	,000	34,79	59,81
	Braket Baru	16,000*	6,097	,014	3,49	28,51
Synergy	Gemini	-47,300*	6,097	,000	-59,81	-34,79
	Braket Baru	-31,300*	6,097	,000	-43,81	-18,79
Braket Baru	Gemini	-16,000*	6,097	,014	-28,51	-3,49
	Synergy	31,300*	6,097	,000	18,79	43,81

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

LAMPIRAN II

II.1 Hasil Statistik Uji Laju Korosi Material Braket Ortodontik

Hasil Uji Normalitas Data Laju Korosi

Descriptives

Laju Korosi

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Min	Max
					Lower Bound	Upper Bound		
Gemini	10	,1167	,14720	,04655	,0114	,2220	,01	,52
Synergy	10	,1001	,07890	,02495	,0436	,1565	,01	,21
Braket Baru	10	,1169	,05769	,01824	,0756	,1581	,02	,22
Total	30	,1112	,09876	,01803	,0743	,1481	,01	,52

Tests of Normality

Braket		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Laju Korosi	Gemini	,362	10	,001	,611	10	,000
	Synergy	,218	10	,197	,861	10	,078
	Braket Baru	,172	10	,200*	,972	10	,905

Hasil Normalitas Data Braket Ortodontik Gemini®

Case Processing Summary

Braket		Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
trans_G	Gemini	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%

Tests of Normality

Braket		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
trans_G	Gemini	,227	10	,155	,901	10	,223

Hasil Uji Anova Laju Korosi Material Braket Ortodontik**Test of Homogeneity of Variances**

Laju Korosi

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
,733	2	27	,490

ANOVA

Laju Korosi

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	,002	2	,001	,090	,914
Within Groups	,281	27	,010		
Total	,283	29			

LAMPIRAN III

III.I Hasil Statistik Uji Sitotoksitas Material Braket Ortodontik

Hasil Uji Normalitas Data

Descriptives

hasil presentase MTT

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Min	Max
					Lower Bound	Upper Bound		
breket G 16 hari	4	93,700	18,0688	9,0344	64,949	122,451	76,5	116,7
breket G 28 hari	4	123,175	19,2512	9,6256	92,542	153,808	109,8	151,7
breket G 35 hari	4	106,400	10,5606	5,2803	89,596	123,204	94,4	120,1
breket S 16 hari	4	105,575	9,4641	4,7320	90,516	120,634	95,8	117,9
breket S 28 hari	4	120,300	4,9173	2,4587	112,475	128,125	114,1	125,2
breket S 35 hari	4	106,850	11,2281	5,6140	88,984	124,716	96,2	120,9
breket B 16 hari	4	109,200	12,4416	6,2208	89,403	128,997	100,4	127,4
breket B 28 hari	4	123,375	4,8849	2,4425	115,602	131,148	119,2	130,3
breket B 35 hari	4	111,625	8,8868	4,4434	97,484	125,766	100,4	121,8
Total	36	111,133	14,0935	2,3489	106,365	115,902	76,5	151,7

Tests of Normality

	kelompok	Shapiro-Wilk ^a
		Sig.
persentase viabilitas sel	G-16 hari	,672
	G-28 hari	,061
	G- 35 hari	,795
	S -16 hari	,872
	S- 28 hari	,777
	S -35 hari	,634
	B- 16 hari	,115
	B- 28 hari	,396
	B -35 hari	,962

a. Lilliefors Significance Correction

Test of Homogeneity of Variances

persentase viabilitas sel

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1,658	8	27	,155

ANOVA

persentase viabilitas sel

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	3033,740	8	379,217	2,613	,029
Within Groups	3918,200	27	145,119		
Total	6951,940	35			

Post Hoc Tests

(I) kelompok	(J) kelompok	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
breket G 16 hari	breket G 28 hari	-29,4750*	8,5182	,002	-46,953	-11,997
	breket G 35 hari	-12,7000	8,5182	,148	-30,178	4,778
	breket S 16 hari	-11,8750	8,5182	,175	-29,353	5,603
	breket S 28 hari	-26,6000*	8,5182	,004	-44,078	-9,122
	breket S 35 hari	-13,1500	8,5182	,134	-30,628	4,328
	breket B 16 hari	-15,5000	8,5182	,080	-32,978	1,978
	breket B 28 hari	-29,6750*	8,5182	,002	-47,153	-12,197
	breket B 35 hari	-17,9250*	8,5182	,045	-35,403	-,447
breket G 28 hari	breket G 16 hari	29,4750*	8,5182	,002	11,997	46,953
	breket G 35 hari	16,7750	8,5182	,059	-,703	34,253
	breket S 16 hari	17,6000*	8,5182	,049	,122	35,078
	breket S 28 hari	2,8750	8,5182	,738	-14,603	20,353
	breket S 35 hari	16,3250	8,5182	,066	-1,153	33,803
	breket B 16 hari	13,9750	8,5182	,112	-3,503	31,453
	breket B 28 hari	-,2000	8,5182	,981	-17,678	17,278
	breket B 35 hari	11,5500	8,5182	,186	-5,928	29,028
breket G 35 hari	breket G 16 hari	12,7000	8,5182	,148	-4,778	30,178
	breket G 28 hari	-16,7750	8,5182	,059	-34,253	,703
	breket S 16 hari	,8250	8,5182	,924	-16,653	18,303
	breket S 28 hari	-13,9000	8,5182	,114	-31,378	3,578
	breket S 35 hari	-,4500	8,5182	,958	-17,928	17,028
	breket B 16 hari	-2,8000	8,5182	,745	-20,278	14,678
	breket B 28 hari	-16,9750	8,5182	,056	-34,453	,503
	breket B 35 hari	-5,2250	8,5182	,545	-22,703	12,253
breket S 16 hari	breket G 16 hari	11,8750	8,5182	,175	-5,603	29,353
	breket G 28 hari	-17,6000*	8,5182	,049	-35,078	-,122
	breket G 35 hari	-,8250	8,5182	,924	-18,303	16,653
	breket S 28 hari	-14,7250	8,5182	,095	-32,203	2,753
	breket S 35 hari	-1,2750	8,5182	,882	-18,753	16,203
	breket B 16 hari	-3,6250	8,5182	,674	-21,103	13,853
	breket B 28 hari	-17,8000*	8,5182	,046	-35,278	-,322
	breket B 35 hari	-6,0500	8,5182	,484	-23,528	11,428
breket S 28 hari	breket G 16 hari	26,6000*	8,5182	,004	9,122	44,078
	breket G 28 hari	-2,8750	8,5182	,738	-20,353	14,603
	breket G 35 hari	13,9000	8,5182	,114	-3,578	31,378
	breket S 16 hari	14,7250	8,5182	,095	-2,753	32,203

	breket S 35 hari	13,4500	8,5182	,126	-4,028	30,928
	breket B 16 hari	11,1000	8,5182	,204	-6,378	28,578
	breket B 28 hari	-3,0750	8,5182	,721	-20,553	14,403
	breket B 35 hari	8,6750	8,5182	,318	-8,803	26,153
	breket G 16 hari	13,1500	8,5182	,134	-4,328	30,628
	breket G 28 hari	-16,3250	8,5182	,066	-33,803	1,153
	breket G 35 hari	,4500	8,5182	,958	-17,028	17,928
breket S 35 hari	breket S 16 hari	1,2750	8,5182	,882	-16,203	18,753
	breket S 28 hari	-13,4500	8,5182	,126	-30,928	4,028
	breket B 16 hari	-2,3500	8,5182	,785	-19,828	15,128
	breket B 28 hari	-16,5250	8,5182	,063	-34,003	,953
	breket B 35 hari	-4,7750	8,5182	,580	-22,253	12,703
	breket G 16 hari	15,5000	8,5182	,080	-1,978	32,978
	breket G 28 hari	-13,9750	8,5182	,112	-31,453	3,503
	breket G 35 hari	2,8000	8,5182	,745	-14,678	20,278
breket B 16 hari	breket S 16 hari	3,6250	8,5182	,674	-13,853	21,103
	breket S 28 hari	-11,1000	8,5182	,204	-28,578	6,378
	breket S 35 hari	2,3500	8,5182	,785	-15,128	19,828
	breket B 28 hari	-14,1750	8,5182	,108	-31,653	3,303
	breket B 35 hari	-2,4250	8,5182	,778	-19,903	15,053
	breket G 16 hari	29,6750*	8,5182	,002	12,197	47,153
	breket G 28 hari	,2000	8,5182	,981	-17,278	17,678
	breket G 35 hari	16,9750	8,5182	,056	-,503	34,453
breket B 28 hari	breket S 16 hari	17,8000*	8,5182	,046	,322	35,278
	breket S 28 hari	3,0750	8,5182	,721	-14,403	20,553
	breket S 35 hari	16,5250	8,5182	,063	-,953	34,003
	breket B 16 hari	14,1750	8,5182	,108	-3,303	31,653
	breket B 35 hari	11,7500	8,5182	,179	-5,728	29,228
	breket G 16 hari	17,9250*	8,5182	,045	,447	35,403
	breket G 28 hari	-11,5500	8,5182	,186	-29,028	5,928
	breket G 35 hari	5,2250	8,5182	,545	-12,253	22,703
breket B 35 hari	breket S 16 hari	6,0500	8,5182	,484	-11,428	23,528
	breket S 28 hari	-8,6750	8,5182	,318	-26,153	8,803
	breket S 35 hari	4,7750	8,5182	,580	-12,703	22,253
	breket B 16 hari	2,4250	8,5182	,778	-15,053	19,903
	breket B 28 hari	-11,7500	8,5182	,179	-29,228	5,728

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

LAMPIRAN IV

IV.I Hasil Statistik Uji Friksi Braket Ortodontik

Descriptives

friction

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Min	Max
					Lower Bound	Upper Bound		
Geminy	10	,6690	,34272	,10838	,4238	,9142	,32	1,17
Synergy	10	1,3680	,49763	,15737	1,0120	1,7240	,39	2,07
Braket Baru	10	1,1700	,29390	,09294	,9598	1,3802	,72	1,58
Total	30	1,0690	,47920	,08749	,8901	1,2479	,32	2,07

Tests of Normality

Braket	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Gemini	,191	10	,200*	,857	10	,071
Friksi Synergy	,226	10	,161	,920	10	,357
Braket Baru	,154	10	,200*	,937	10	,525

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

friction

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1,054	2	27	,363

ANOVA

friction

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	2,596	2	1,298	8,625	,001
Within Groups	4,063	27	,150		
Total	6,659	29			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

Dependent Variable: friction

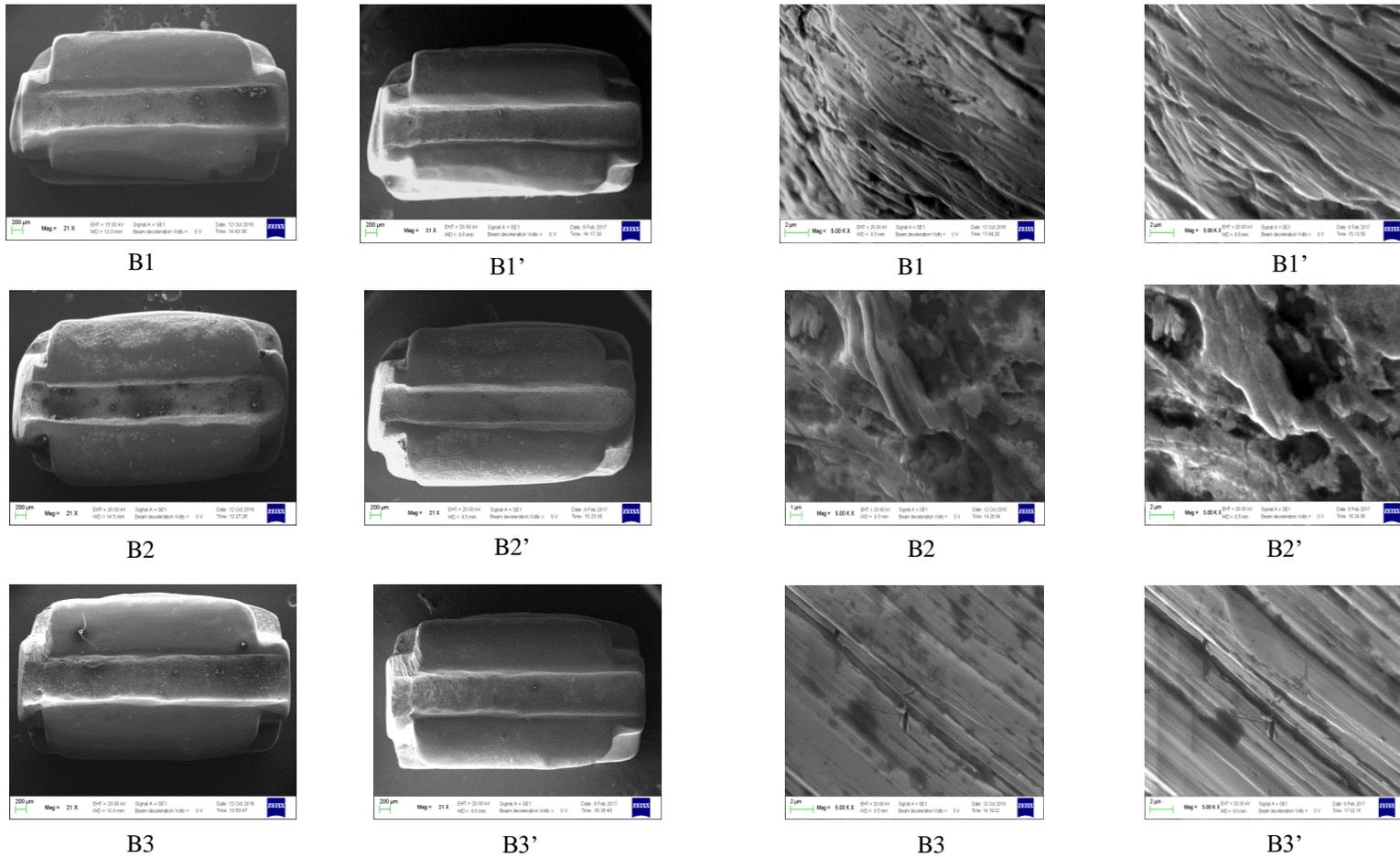
LSD

(I) Braket	(J) Braket	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Gemini	Synergy	-,69900*	,17349	,000	-1,0550	-,3430
	Braket Baru	-,50100*	,17349	,008	-,8570	-,1450
Synergy	Gemini	,69900*	,17349	,000	,3430	1,0550
	Braket Baru	,19800	,17349	,264	-,1580	,5540
Braket Baru	Gemini	,50100*	,17349	,008	,1450	,8570
	Synergy	-,19800	,17349	,264	-,5540	,1580

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

LAMPIRAN V

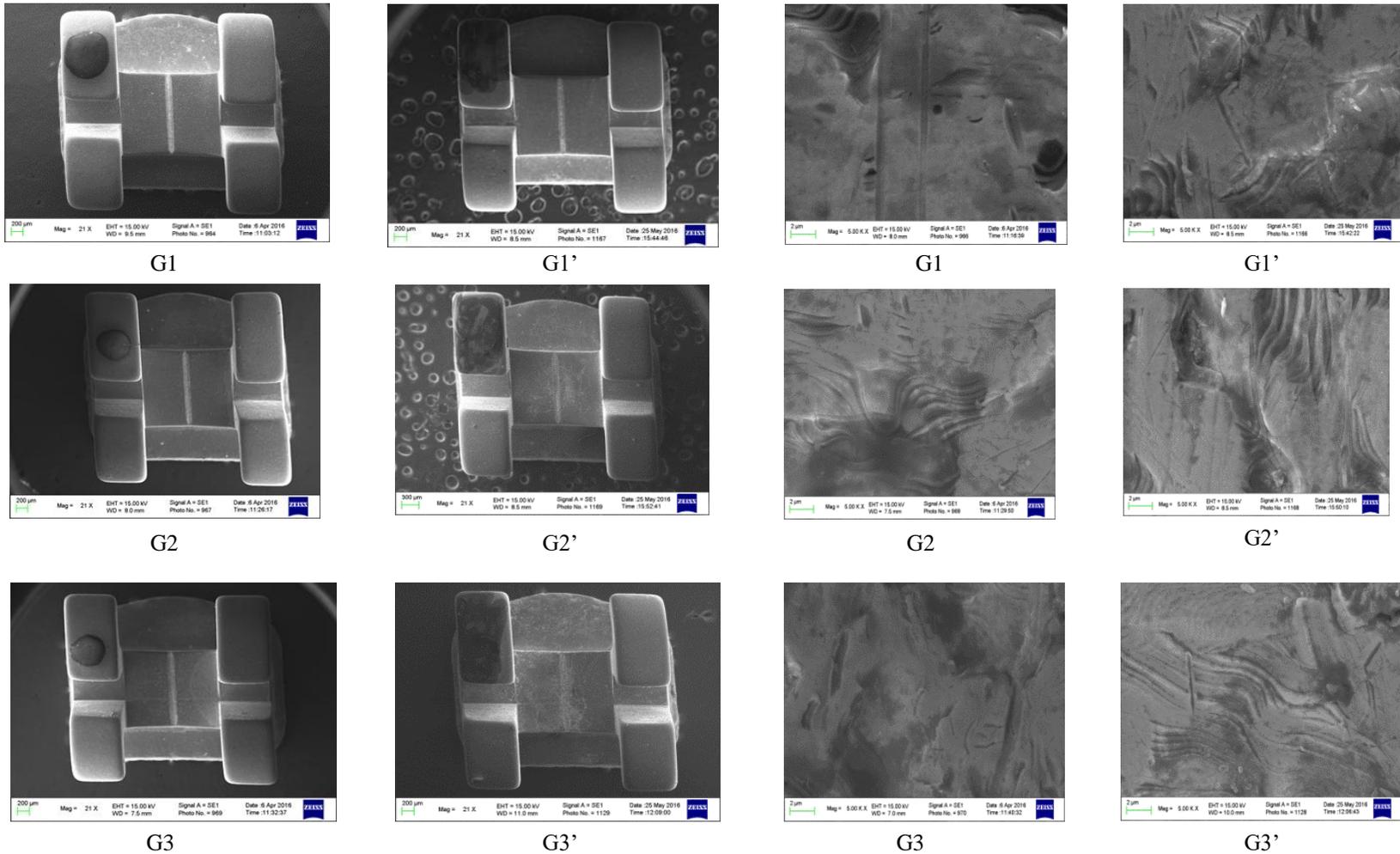
V.1 Hasil SEM sampel Breket Ortodontik Baru



Gambar Hasil SEM sampel Breket Ortodontik Baru; B1:perendaman 16 hari, B2: Perendaman 28 hari; B3: perendaman 35 hari,B1,B2,B3:sebelum perendaman; B1',B2',B3': setelah perendaman

LAMPIRAN VI

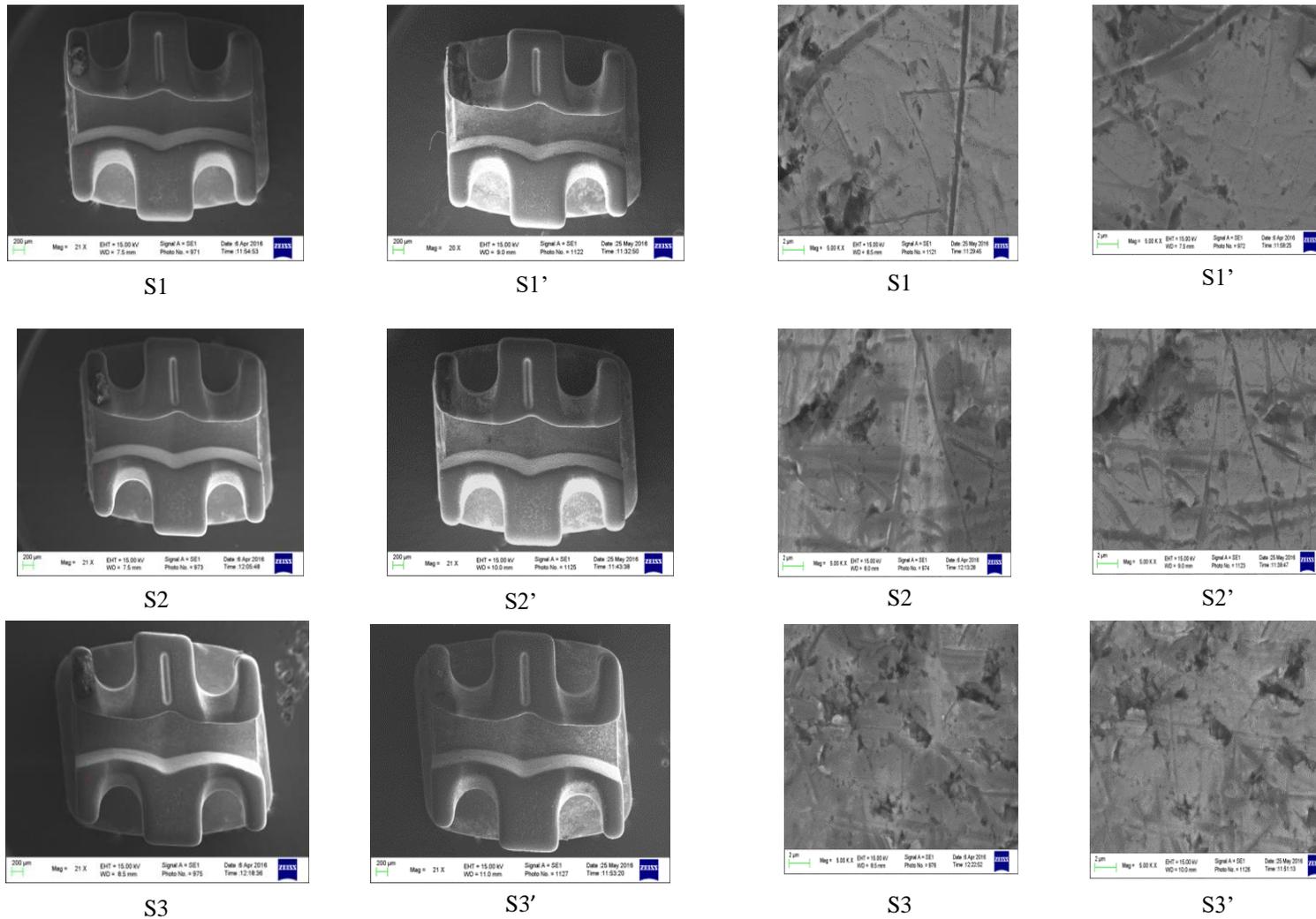
VI.I Hasil SEM sampel Breket Ortodontik Gemini®



Gambar Hasil SEM sampel Breket Ortodontik Gemini®; G1:perendaman 16 hari, G2: Perendaman 28 hari; G3: perendaman 35 hari, G1,G2,G3:sebelum perendaman; G1',G2',G3' : setelah perendaman

LAMPIRAN VII

VII.I Hasil SEM sampel Breket Ortodontik Synergy®



Gambar Hasil SEM sampel Breket Ortodontik Synergy®; S1:perendaman 16 hari, S2: Perendaman 28 hari; S3: perendaman 35 hari, S1,S2,S3:sebelum perendaman; S1',S2',S3': setelah perendaman

