

**Perbedaan *Shear Bond Strength* Bahan *Bonding*
Generasi 7 Dan Generasi 8 (*Universal Adhesive*)
Pada Braket Metal Dan Keramik
*Studi In Vitro***

TESIS



Oleh :

AZRUL HIDAYAT

J055192001

**PROGRAM PENDIDIKAN DOKTER GIGI SPESIALIS ORTODONTI
FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2022**

**PERBEDAAN *SHEAR BOND STRENGTH* PADA BRAKET METAL DAN
KERAMIK MENGGUNAKAN BOND GEN 7 DAN GEN 8
(*Universal Adhesives*)
*Studi In Vitro***

TESIS

**Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Mencapai Gelar Profesi
Spesialis Bidang Ortodonti**

Disusun dan Diajukan Oleh:

**AZRUL HIDAYAT
J055192001**

PROGRAM PENDIDIKAN DOKTER GIGI SPESIALIS

PROGRAM STUDI ORTODONTI

FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI

UNIVERSITAS HASANUDDIN

2022

**PERBEDAAN *SHEAR BOND STRENGTH* PADA BRAKET METAL DAN
KERAMIK MENGGUNAKAN BOND GEN 7 DAN GEN 8**

(Universal Adhesives)

Studi In Vitro

Oleh:

AZRUL HIDAYAT

J055192001

Setelah membaca Tesis ini dengan seksama, menurut pertimbangan kami,
Tesis ini telah memenuhi persyaratan ilmiah

Makassar, Desember 2022

Pembimbing I

Pembimbing II


drg. Ardiansyah S. Pawinru, Sp. Ort (K)
NIP. 197908192006041001


drg. Zilal Islamy Paramma, Sp. Ort
NIP. 198209262019015001

Mengetahui
Ketua Program Studi (KPS)
PPDGS Ortodonti FKG UNHAS


drg. Ardiansyah S. Pawinru, Sp. Ort (K)
NIP. 197908192006041001

PENGESAHAN TESIS

**PERBEDAAN *SHEAR BOND STRENGTH* PADA BRAKET METAL DAN
KERAMIK MENGGUNAKAN BOND GEN 7 DAN GEN 8
(*Universal Adhesives*)
*Studi In Vitro***

Disusun dan diajukan oleh

AZRUL HIDAYAT

J055192001

Telah dipertahankan di depan Panitia Ujian Karya Tulis Akhir

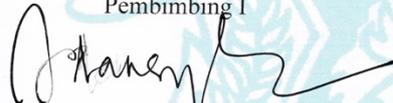
Pada tanggal 14 Desember 2022

dan dinyatakan telah memenuhi persyaratan ilmiah

Menyetujui

Makassar, Desember 2022

Pembimbing I



drg. Ardiansyah S. Pawinru, Sp. Ort (K)
NIP. 197908192006041001

Pembimbing II



drg. Zilal Islamy Paramma, Sp. Ort
NIP. 198209262019015001

Mengetahui

Ketua Program Studi (KPS)
PPDGS Ortodonti FKG UNHAS



drg. Ardiansyah S. Pawinru, Sp. Ort (K)
NIP. 197908192006041001

Dekan Fakultas Kedokteran Gigi
Universitas Hasanuddin



drg. Irfan Sugianto, M. Med. Ed., Ph.D.
NIP. 198102192008011009

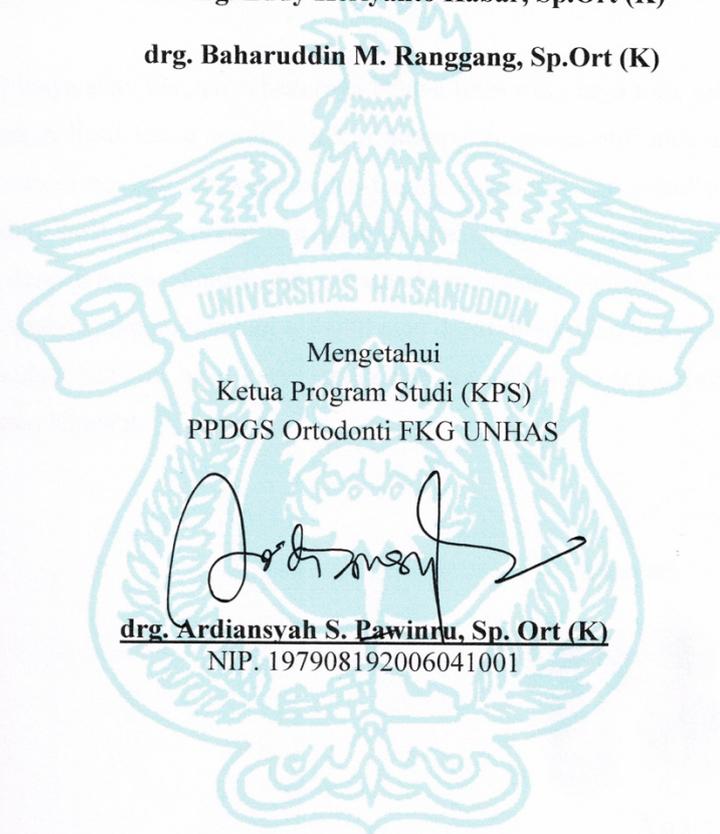
**TELAH DIUJI OLEH PANITIA PENGUJI TESIS
PADA TANGGAL, 14 DESEMBER 2022**

PANITIA PENGUJI TESIS

Ketua : DR. drg. Eka Erwansyah, M. Kes, Sp. Ort (K)

Anggota : Dr. drg. Eddy Heriyanto Habar, Sp.Ort (K)

drg. Baharuddin M. Ranggung, Sp.Ort (K)



Mengetahui
Ketua Program Studi (KPS)
PPDGS Ortodonti FKG UNHAS


drg. Ardiansyah S. Pawinru, Sp. Ort (K)
NIP. 197908192006041001

PERNYATAAN KEASLIAN KARYA TULIS ILMIAH

Yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Azrul Hidayat

NIM : J055192001

Program Studi : Pendidikan Dokter Gigi Spesialis Ortodonti Fakultas Kedokteran
Gigi Universitas Hasanuddin

Menyatakan dengan sebenarnya bahwa tesis yang saya tulis ini benar-benar merupakan hasil karya sendiri, bukan merupakan pengambil alihan tulisan atau pemikiran orang lain. Adapun bagian-bagian tertentu dalam penulisan tesis yang kutip dari hasil karya orang lain telah dituliskan dengan sumbernya secara jelas sesuai dengan norma, kaidah, dan etika pedoman penulisan tesis.

Apabila dikemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau keseluruhan tesis ini hasil karya orang lain, saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Makassar, Desember 2022



Azrul Hidayat

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT atas segala limpahan rahmat dan karunia yang telah diberikan kepada hambanya, karena hanya berkat dan rahmat-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tesis yang berjudul Perbedaan Shear Bond Strength pada Braket Metal dan Keramik menggunakan Bond Gen 7 dan Gen 8 (Universal Adhesives).

Penulisan tesis ini dimaksudkan untuk memenuhi salah satu syarat mencapai gelar Spesialis Ortodonti-1 di Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin. Selain itu tesis ini diharapkan dapat memberikan manfaat bagi para pembaca dan peneliti lainnya untuk menambah pengetahuan dalam bidang ilmu kedokteran gigi maupun masyarakat umum lainnya.

Pada penulisan tesis ini, banyak sekali hambatan yang didapatkan, namun berkat bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak sehingga akhirnya, penulisan tesis ini dapat terselesaikan dengan baik. Oleh karena itu, dengan segala kerendahan hati penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada:

1. **Prof. Dr. Ir. Jamaluddin Jompa, M. Sc.**, selaku Rektor Universitas Hasanuddin.
2. **drg. Irfan Sugianto, M. Med. Ed., Ph.D.**, selaku Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin.
3. **drg. Ardiansyah S. Pawinru, Sp. Ort (K)**, selaku Ketua Program Studi (KPS) Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis Ortodonti, dosen PPDGS Ortodonti FKG Unhas dan pembimbing, yang telah meluangkan waktu, tenaga, dan pikirannya dengan penuh keikhlasan serta memberikan dukungan moril kepada penulis dalam menyelesaikan Pendidikan Spesialis di bidang Ortodonti.
4. **drg. Zilal Islamy Paramma, Sp. Ort**, selaku pembimbing yang telah meluangkan waktu, tenaga, dan pikirannya dengan penuh keikhlasan untuk membantu, membimbing, dan memberikan dukungan moril kepada penulis dalam menyelesaikan karya tulis ini.

5. **DR. drg. Eka Erwansyah, M. Kes, Sp. Ort (K), DR. drg. Eddy Heriyanto Habar, Sp.Ort (K), drg. Baharuddin M. Ranggung, Sp.Ort (K), dan drg. Nasyrh Hidayati, M.KG, Sp.Ort (K)**, selaku dosen PPDGS Ortodonti FKG Unhas yang telah memberikan saran, kritik, masukan, arahan, dan bimbingan sehingga karya ilmiah ini dapat menjadi lebih baik.
6. Kedua orang tua, **Darmansyah Ismail, SH dan Faodha Alatas, SE** yang selalu memberikan doa, kasih sayang dan segala dukungan dalam bentuk moril dan materil yang tidak dapat tergantikan dengan apapun serta selalu menjadi motivasi dan penyemangat untuk segera menyelesaikan sekolah tepat waktu.
7. Teman-teman angkatan **I** dan Junior angkatan **II, III, IV, V, VI** PPDGS Ortodonti FKG UNHAS atas bantuan, doa, dan dukungannya selama menempuh pendidikan PPDGS.
8. **drg. Meutia Alifia Darmawan dan drg. Lestari Hardianti, cSp.Kons**, yang sudah bersedia diganngu waktunya selama penyusunan tesis ini.
9. Serta semua pihak yang telah memberikan bantuan dalam segala hal kepada penulis sampai saat ini hingga selesainya penyusunan karya tulis ini.

Kiranya Allah SWT selalu melimpahkan rahmat dan hidayah-Nya kepada orang-orang yang telah disebutkan di atas, dan semoga tesis ini bermanfaat bagi banyak orang.

Makassar, Desember 2022

Azrul Hidayat

Abstract

Objective: The purpose of this study was to examine the difference in shear bond strength of 7th generation bonding and 8th generation bonding (universal adhesive) bonding materials on metal and ceramic brackets.

Methods: 40 samples were divided into 4 groups for in vitro study: Group 1 metal bracket with 7th generation bonding system, Group 2 ceramic bracket with 7th generation bonding, Group 3 metal bracket with 8th generation bonding system, and Group 4 ceramic bracket with 8th generation bonding system. Universal Testing Machine was used to measure the shear bond strength of each group. Mann-Whitney test and one-way ANOVA test were used to analyze results.

Results: This research found that the most substantial shear bond strength value in Megapascal units was in group 4 with 16.87, followed by group 3 with 15.96, then group 1 with 14.78, and group 2 with 12.71. One-way ANOVA showed statistical differences ($p > 0.05$). The Mann-Whitney test was conducted to see the difference in the mean value of shear bond strength between metal brackets and ceramic brackets and 7th generation bonding system and 8th generation bonding system. The results of this study showed that the mean value of shear bond strength in metal brackets was higher than in ceramic brackets, 15.37 MPa, and 14.79 Mpa, respectively. As for the average value of shear bond strength between bonding systems, the results of this study report that the 8th generation bonding system has a higher shear bond strength value than the shear bond strength value of the 7th generation bonding system.

Conclusion: The highest shear bond strength was found 8th generation bonding system with ceramic brackets compared to other groups, while the lowest was found 7th generation bonding system with ceramic brackets.

Keywords: *Shear Bond Strength*, 7th Generation Bonding, 8th Generation Bonding, Metal Bracket, Ceramic Bracket.

Abstrak

Tujuan: Tujuan dari penelitian ini adalah untuk melihat perbedaan shear bond strength bahan bonding generasi 7 dan generasi 8 (universal adhesive) pada braket metal dan keramik.

Bahan dan metode: 40 sampel dibagi menjadi 4 kelompok sampel untuk studi in vitro: Kelompok 1 braket metal dengan bonding generasi 7, kelompok 2 braket keramik dengan bonding generasi 7, kelompok 3 braket metal dengan bonding generasi 8, dan kelompok 4 braket keramik dengan bonding generasi 8. Universal Testing Machine digunakan untuk mengukur shear bond strength dari masing-masing kelompok. Uji Mann Whitney dan uji one-way ANOVA digunakan untuk menganalisis semua hasil.

Hasil: Dari penelitian ini diketahui bahwa nilai kuat shear bond strength dalam satuan Megapascal yang paling besar terdapat pada kelompok 4 sebesar 16,87, diikuti kelompok 3 sebesar 15,96, kemudian kelompok 1 sebesar 14,78, dan kelompok 2 sebesar 12,71. Uji ANOVA satu arah menunjukkan perbedaan statistik ($p > 0,05$). Uji Mann-Whitney dilakukan untuk melihat perbedaan nilai rata-rata kekuatan shear bond strength antara braket logam dan braket keramik serta sistem bonding generasi ke-7 dan sistem bonding generasi ke-8. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa nilai rata-rata kekuatan shear bond strength pada braket logam lebih tinggi dibandingkan pada braket keramik, masing-masing sebesar 15,37 MPa dan 14,79 MPa. Sedangkan untuk nilai rata-rata kuat shear bond strength antar sistem bonding, hasil penelitian ini melaporkan bahwa sistem lekat generasi ke-8 memiliki nilai kuat lekat geser yang lebih tinggi dibandingkan dengan nilai kuat lekat geser sistem lekat generasi ke-7.

Kesimpulan: *Shear bond strength* tertinggi terdapat pada *bonding* generasi 8 dengan braket keramik dibandingkan kelompok lainnya, sedangkan *shear bond strength* terendah terdapat pada *bonding* generasi 7 dengan braket keramik.

Kata Kunci: *Shear Bond Strength*, *Bonding* generasi 7, *Bonding* generasi 8, Braket Metal, Braket Keramik

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	
HALAMAN PERSETUJUAN.....	i
HALAMAN PENGESAHAN.....	ii
PERNYATAAN KEASLIAN KARYA TULIS.....	iv
KATA PENGANTAR.....	v
<i>ABSTRACT</i>	vii
ABSTRAK.....	viii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR GAMBAR.....	xi
DAFTAR TABEL.....	xi
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Rumusan Masalah.....	3
1.3. Tujuan Penelitian.....	4
1.4. Manfaat Penelitian.....	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1 Braket.....	5
2.1.1. Braket Metal.....	7
2.1.2. Braket Keramik.....	9
2.1.3. Braket Plastik.....	10
2.2. <i>Bonding</i>	10
2.2.1. Generasi Pertama.....	11
2.2.2. Generasi Kedua.....	12
2.2.3. Generasi Ketiga.....	13
2.2.4. Generasi Keempat.....	13
2.2.5. Generasi Kelima.....	15
2.2.6. Generasi Keenam.....	15
2.2.7. Generasi Ketujuh.....	16
2.2.8. Generasi Kedelapan.....	17

BAB III KERANGKA KONSEP DAN KERANGKA TEORI.....	19
3.1.Kerangka Konsep.....	19
3.2. Kerangka Teori.....	21
BAB IV METODE PENELITIAN.....	22
4.1.Jenis Penelitian.....	22
4.2. Lokasi dan Waktu Penelitian.....	22
4.3. Sampel Penelitian.....	22
4.4. Jumlah Sampel.....	22
4.5. Kriteria.....	23
4.6 Variabel Penelitian dan Defenisi Oprasional.....	23
4.6.1 Variabel Penelitian.....	23
4.6.2 Defenisi Oprasional.....	23
4.7. Analisis Data.....	25
4.7.1 Jenis Data.....	25
4.7.2 Pengolahan data.....	25
4.7.3 Uji Statistik.....	25
4.8 Alat dan Bahan.....	25
4.8.1 Alat Penelitian.....	25
4.8.2 Bahan Penelitian.....	25
4.9. Prosedur Penelitian.....	26
BAB V HASIL PENELITIAN.....	29
BAB VI PEMBAHASAN.....	31
BAB VII PENUTUP.....	36
7.1 Kesimpulan.....	36
7.2 Saran.....	36
DAFTAR PUSTAKA.....	37

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1. Agen <i>Bonding</i> Generasi Pertama.....	11
Gambar 2. Agen <i>Bonding</i> Generasi Kedua.....	12
Gambar 3. Agen <i>Bonding</i> Generasi Keempat.....	14
Gambar 4. Sistem <i>Bonding</i> Generasi Keempat.....	14
Gambar 5. Sistem <i>Total Etch Vs Self-Etch</i>	16
Gambar 6. Alat dan Bahan Penelitian	26
Gambar 7. Dokumentasi Pelaksanaan Penelitian	28
Gambar 8. Nilai Rerata <i>Shear bond strength</i>	30

DAFTAR TABEL

Tabel 1. <i>Universal adhesive</i> Saat Ini.....	17
Tabel 2. Nilai Rerata <i>Shear bond strength</i>	29

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Perawatan ortodonti bertujuan untuk memperbaiki letak gigi dan rahang yang tidak normal sehingga didapatkan fungsi dan estetika yang baik maupun wajah yang menyenangkan dan hasil perawatan ini akan meningkatkan kesehatan psikososial seseorang. Oleh Profit (1993) perawatan ortodonti didefinisikan sebagai suatu penciptaan hubungan-hubungan oklusal yang sebaik mungkin sehingga estetika dan stabilitas dari hasil akhir perawatan tercapai. Upaya manusia untuk mendapatkan susunan gigi yang baik dapat ditelusuri pada bukti peninggalan masa lalu sampai sejauh tahun 3000 sebelum masehi, misalnya peranti untuk memperbaiki gigi yang terletak tidak normal dapat ditemukan di Mesir.^{1,2}

Klasifikasi alat ortodonti yang paling sederhana adalah berdasarkan kemampuan pasien untuk melepas alat ortodonti, yaitu alat lepasan (*removable*), alat cekat (*fixed*), dan alat semi-cekat (*semi-fixed*). Terdapat beberapa faktor yang mendasari pemilihan alat ortodonti yang akan digunakan. Faktor-faktor tersebut antara lain: potensial pertumbuhan, tipe pergerakan gigi, *oral hygiene*, dan biaya.^{3,4}

Alat ortodonti cekat telah menjadi tulang punggung teknik biomekanika ortodonti. Alat atau peranti ortodonti cekat merupakan peranti ortodonti yang melekat pada gigi pasien sehingga tidak bisa dilepas oleh pasien. Peranti ini memiliki tiga komponen utama, yaitu *bonding*, braket (*braket*), cincin (*band*), kawat busur (*archwire*) dan penunjang (*acesories* atau *auxiliaries*) misalnya karet elastomerik dan modul.⁶

Braket ortodonti merupakan elemen penting dari alat cekat. Tujuannya adalah untuk meneruskan kekuatan dari archwire yang diaktifkan ke gigi-geligi untuk memungkinkan pergerakan gigi tiga dimensi. Braket yang mula-mula dipakai adalah yang berbahan dasar logam. Braket logam memiliki sebagian besar karakteristik dasar yang diharapkan dari braket. Ketahanannya terhadap semua jenis korosi, sifat higienis, dan harga yang wajar menjadikan *Stainless Steel*

sebagai bahan braket metal yang paling umum digunakan di dunia selama bertahun-tahun. Namun, braket metal memiliki dua kelemahan penting: tidak estetik, dan dapat melepaskan nikel ke dalam lingkungan mulut. Berbagai bahan alternatif baru-baru ini dikembangkan untuk menghilangkan masalah estetika, termasuk bahan keramik, plastik, dan komposit.^{7,8}

Komponen utama alat ortodonti cekat yang tidak kalah penting ialah *bonding*. Sistem *bonding* yang dapat diterima harus memberikan kekuatan yang cukup tinggi untuk mencegah braket terlepas akibat kekuatan mastikasi dan kekuatan ortodonti selama perawatan ortodonti. Kekuatan ikatan yang tepat antara braket dan permukaan gigi merupakan salah satu aspek terpenting dalam perawatan ortodonti. *Bonding* braket ortodonti ke enamel dimulai pada pertengahan 1960-an.^{11,12}

Perkembangan bahan adhesif bila ditinjau dari mekanisme perlekatan dan strukturnya dapat dikategorikan dalam beberapa generasi yaitu generasi 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, dan 8 atau yang lebih dikenal dengan *universal adhesive*.

Bonding generasi ketujuh diperkenalkan di akhir tahun 2002 dan dikenal dengan istilah *one step self etch adhesive* atau “*all in one*”. Generasi ini mengkombinasikan etsa, primer dan bahan *bonding* dalam satu larutan agar aplikasinya mudah. *All in one* adhesif mengandung *uncured ionic monomers* sehingga dapat berkontak dengan resin komposit secara langsung. Tipe ini bersifat seperti membran semi permeabel sehingga dapat memicu degradasi hidrolitik ikatan resin. Beberapa monomer resin yang digunakan terlalu bersifat hidrofilik sehingga rentan terhadap degradasi.^{13,14}

Perkembangan terbaru di bidang kedokteran gigi adhesif adalah bahan *universal adhesive*. Generasi ini dikenal sebagai bahan adhesif “*Multi mode*” atau “*Multi purpose*” karena dapat digunakan dengan teknik *etch-and-rinse*, *self-etch* atau *selective etch*. Generasi ini dikembangkan untuk mengatasi ketidakmampuan generasi bahan adhesif *one step self etch*. Aplikasi bahan adhesif ini dapat digunakan bersama dengan atau tanpa asam fosfat. *Methacryloyloxydecyl Dihydrogen phosphate* (MDP) merupakan monomer asam hidrofilik yang banyak ditemukan pada adhesif generasi ini. Prinsip kerja dari monomer tersebut adalah terbentuknya ikatan ion antara gugus karboksilat dan atau fosfat dari MDP dengan kalsium dari hidroksiapatit, untuk membentuk senyawa MDP-kalsium.

Keuntungan dari bahan adhesif ini adalah para klinisi dapat memilih melakukan prosedur etsa atau tidak.^{15,16}

Shear bond strength (SBS) digunakan untuk mengukur dan mengevaluasi efikasi bahan *bonding*. Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Ankur et al. menggunakan bahan *bonding* dentin untuk membandingkan kekuatan bahan *bonding* dentin generasi ketujuh (*Adper Easy One*), dan bahan *bonding* dentin generasi kedelapan (*Futurabond DC*). Penelitian tersebut menyimpulkan bahwa kekuatan ikatan yang tertinggi terlihat pada bahan *bonding* dentin generasi kedelapan (34,9332 MPa) dibandingkan generasi ketujuh (masing-masing 31,8826 MPa).¹⁷

Pouyanfar et al melakukan penelitian pada *bonding* generasi 5 dan generasi 8 menggunakan braket metal dan keramik. Hasil penelitian menunjukkan tidak ada perbedaan yang signifikan pada *shear bond strength* antara *bonding* generasi 5 dan generasi 8 pada braket metal dan keramik. Namun dalam penelitian ini, *shear bond strength* tertinggi dimiliki oleh kelompok *bonding* generasi 5 dengan braket keramik sedangkan *shear bond strength* terendah dicatat pada kelompok *bonding* generasi 8 dengan braket metal.¹⁸

Reynolds dan Fraunhofer menyatakan bahwa kekuatan ikatan minimum yang diperlukan untuk ikatan braket ke enamel adalah 5,9-7,8 Mpa. Endo dkk dan Pannes dkk melaporkan bahwa *Shear bond strength* yang dapat diterima secara klinis berkisar antara 6 hingga 8 MPa. Humberto dkk melaporkan nilai kekuatan ikatan yang ideal adalah 6-10 MPa. Fuhrmann dkk menunjukkan bahwa kekuatan ikatan klinis harus setinggi 5-8 MPa.^{19,20}

Pada penelitian yang dilakukan oleh Ankur et al, didapatkan hasil bahwa kekuatan *shear bond strength bonding* dentin generasi 8 lebih tinggi dari generasi 7, Namun penelitian Pouyanfar et al, mendapatkan hasil bahwa kekuatan *shear bond strength* generasi 5 dengan braket keramik lebih tinggi dibandingkan *bonding* generasi 8 dengan braket metal. Untuk itu penelitian ini bertujuan untuk melihat perbedaan kekuatan *shear bond strength* pada braket metal dan keramik dengan menggunakan bahan *bonding* generasi 7 dan generasi 8.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah dipaparkan sebelumnya, maka rumusan masalah dalam penelitian ini adalah :

1. Bagaimana perbedaan *shear bond strength* pada braket metal yang menggunakan *bonding* generasi 7 dan generasi 8 ?
2. Bagaimana perbedaan *shear bond strength* pada braket keramik yang menggunakan *bonding* generasi 7 dan generasi 8 ?
3. Bagaimana perbedaan *shear bond strength bonding* generasi 7 pada braket metal dan keramik ?
4. Bagaimana perbedaan *shear bond strength bonding* generasi 8 pada braket metal dan keramik ?

1.3 Tujuan Penelitian

1. Untuk mengetahui perbedaan *shear bond strength* pada braket metal yang menggunakan *bonding* generasi 7 dan generasi 8
2. Untuk mengetahui perbedaan *shear bond strength* pada braket keramik yang menggunakan *bonding* generasi 7 dan generasi 8
3. Untuk mengetahui perbedaan *shear bond strength bonding* generasi 7 pada braket metal dan keramik
4. Untuk mengetahui perbedaan *shear bond strength bonding* generasi 8 pada braket metal dan keramik

1.4 Manfaat Penelitian

1.4.1 Manfaat Ilmiah

1. Hasil penelitian ini diharapkan dapat digunakan sebagai kajian dalam ilmu ortodonti, khususnya dalam penyusunan rencana perawatan ortodonti cekat pada pasien
2. Memberikan pengetahuan tambahan mengenai *shear bond strength* pada braket metal dan keramik dengan menggunakan *bonding* generasi 7 dan generasi 8 (*universal adhesive*)
3. Bagi RSGM Universitas Hasanuddin dapat dijadikan sebagai data untuk dapat dilakukan penelitian lebih lanjut dikemudian hari

1.4.2 Manfaat Aplikatif

1. Dapat menjadi pertimbangan RSGM dan ortodontis dalam memilih bahan *bonding* yang tepat untuk kebutuhan perawatan pasien.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

Perawatan ortodonti telah banyak diminati oleh pasien dewasa dan telah terjadi peningkatan jumlah orang yang menerima perawatan ortodonti dalam beberapa tahun terakhir. Perawatan ortodonti bertujuan untuk memperbaiki fungsi pengunyahan dan estetik. Untuk dapat melakukan perawatan tersebut maka harus terjadi pergerakan gigi untuk mengembalikan posisi gigi yang menyimpang ke posisi yang baik sesuai dengan oklusinya, dan untuk dapat menggerakkan gigi tersebut diperlukan alat ortodonti. Perawatan ortodonti ini dapat menggunakan alat ortodonti lepasan maupun alat ortodonti cekat. Kendala yang umum didapatkan selama perawatan ortodonti cekat ialah terlepasnya braket dari permukaan gigi pasien. Agar pengerjaannya menjadi efisien, penting untuk menetapkan prosedur perawatan yang sama efektifnya dengan penghematan waktu, dan tidak adanya kesalahan.^{21,22}

2.1. Braket

Alat cekat ortodonti dan komponennya berfungsi dengan prinsip mekanika. Braket ortodonti merupakan elemen penting dari alat cekat. Tujuannya adalah untuk meneruskan kekuatan dari archwire yang diaktifkan ke gigi-geligi untuk memungkinkan pergerakan gigi tiga dimensi. Lebar slot braket sangat penting untuk menghasilkan dan untuk pergerakan gigi secara tiga dimensi. Daya ini dihasilkan dari penempatan kawat yang tepat ke dalam slot braket dan braket ortodonti dapat berinteraksi. Saat ini, braket *stainless steel* paling umum digunakan oleh ortodontis karena harganya yang murah, ketahanan korosi yang tinggi di mulut, modulus elastisitas yang lebih tinggi, dan sifat biomekanik yang sangat baik.^{7,23}

Teknik perlekatan braket secara langsung pada enamel gigi telah menjadi prosedur rutin dalam perawatan ortodonti dengan peranti cekat. Teknik ini telah diterima dengan baik karena relatif mudah dilakukan, efisien dan meningkatkan estetik apabila dibandingkan dengan teknik banding. Salah satu komponen

penting dalam peranti ortodonti cekat adalah braket. Dari awal pemakaiannya sampai sekarang, braket yang dipakai juga terus dikembangkan baik dari segi bahan dasar pembuatnya ataupun desainnya. Desain berkembang untuk meningkatkan penampilan dengan memperkecil ukurannya, sampai dengan jenis terbaru yaitu *self ligating braket*.^{8,24}

Braket yang mula-mula dipakai adalah yang berbahan dasar logam. Komposisi logam dan manufaktur mempengaruhi sifat fisik dan kekuatan namun braket dengan bahan dasar logam dianggap kurang estetik. Perawatan ortodonti dengan peranti cekat banyak dilakukan pada penderita dewasa yang menuntut estetika tinggi, dikembangkan braket estetik. Mula-mula dipakai bahan dasar plastik misalnya braket polikarbonat, akan tetapi penggunaannya kurang karena sifatnya yang kurang menguntungkan. Selanjutnya, pada tahun 1980-an tersedia braket estetik yang terbuat dari *single crystal sapphire* dan alumina polikristal. Keduanya berbahan dasar sama yaitu Al_2O_3 . Selain itu juga ada braket dari zirconia polikristalin (ZrO_2), yang dilaporkan mempunyai *toughness* terbesar di antara semua keramik. Sayangnya bahan di atas menghambat mekanika *sliding* dan bermasalah pada waktu proses pelepasan perlekatan (*debonding*). Braket dari *single crystal sapphire* juga menunjukkan *specular highlight* dan pada awal perkembangannya selama gerakan torsi sayapnya cenderung mudah patah, dan saat dilepas sering menyebabkan enamel gigi juga ikut lepas. Beberapa braket jenis polikristalin menunjukkan warna yang kurang bagus.^{8,25}

Braket jenis keramik apabila dipasang pada insisif atau kaninus rahang bawah dapat membuat abrasi gigi rahang atas antagonisnya. Meskipun secara estetik kurang baik, braket logam masih mempunyai banyak keunggulan baik dalam sifat mekanik maupun fisik apabila dibandingkan dengan braket estetik, sehingga masih merupakan braket yang paling banyak digunakan. Braket logam yang dipakai umumnya dari bahan baja nirkarat. Bahan ini mengandung nikel yang dapat bersifat sebagai alergen. Reaksi alergi yang pernah dilaporkan bervariasi, yaitu dari edema lidah, bibir, *mouth lining* sampai dengan anafilaksis. Potensi logam menyebabkan reaksi alergi berhubungan dengan pola dan modus korosi, yang diikuti pelepasan ion-ion logam seperti nikel ke dalam rongga mulut. Hal ini tidak hanya tergantung pada komposisi logam, tetapi juga suhu dan pH lingkungan. *Titanium* merupakan logam pilihan untuk penderita yang dicurigai

sensitif terhadap logam. Selama beberapa dekade, implan *titanium* telah dipakai dengan keberhasilan yang memuaskan pada penderita dengan reaksi alergi yang parah. Oleh karena itu, keberadaan braket *titanium* dapat menjadi alternatif untuk melakukan perawatan pada penderita yang hipersensitif.⁸

2.1.1. Braket Metal

Alat cekat ortodonti dan komponennya berfungsi dengan prinsip mekanika. Braket ortodonti merupakan elemen penting dari alat cekat. Tujuannya adalah untuk meneruskan kekuatan dari archwire yang diaktifkan ke gigi-geligi untuk memungkinkan pergerakan gigi tiga dimensi. Saat ini, braket *stainless steel* paling umum digunakan oleh ortodontis karena harganya yang murah, ketahanan korosi yang tinggi di mulut, modulus elastisitas yang lebih tinggi, dan sifat biomekanik yang sangat baik.^{7,23}

Braket *Stainless Steel* adalah *alloy* besi dan karbon yang mengandung lebih dari 12% kromium. *Alloy* ini memiliki keuntungan gabungan dari sifat mekanik yang unggul, penampilan yang dapat diterima dan ketahanan terhadap korosi. Itu diperkenalkan ke kedokteran gigi pada tahun 1919 oleh Hauptmeyer untuk membuat prosthesis. Angle memperkenalkan *stainless steel* dalam ortodonti pada tahun 1930 dalam bentuk kawat pengikat. Pada tahun 1937, posisi *stainless steel* dalam ortodonti dikonfirmasi. Sejak saat itu, braket berbahan *stainless steel* menjadi andalan ortodonti.^{22, 26}

2.1.1.1 Klasifikasi dan Komposisi

Berbagai jenis *alloy stainless steel* berbeda dalam komposisinya dan dicirikan oleh struktur kristal tertentu. Besi adalah bahan utama di mana kromium melindungi baja dari korosi dengan membentuk lapisan krom oksida yang kedap air dan tahan korosi. Kromium mendukung stabilitas bcc (*body centered cubic lattice*) pada konsentrasi yang lebih tinggi, sedangkan nikel, mangan, tembaga dan nitrogen mendukung stabilitas struktur fcc (*face centered cubic lattice*). Besi murni rapuh di alam; persentase tertentu dari karbon ditambahkan untuk memberikan kekuatan. Karbon mengurangi ketahanan korosi dengan mengendapkan kromium sebagai kromium karbida pada batas butir pada suhu yang lebih tinggi. Proses ini dikenal sebagai sensitisasi menyebabkan korosi

intergranular. Titanium ditambahkan untuk menstabilkan *stainless steel* karena titanium memiliki lebih banyak afinitas terhadap karbon dan bereaksi dengan karbon yang lebih hemat kromium. Nikel menstabilkan stainless steel dalam fase austenitik yang tahan korosi pada suhu yang lebih rendah dan karena meningkatnya kekhawatiran akan hipersensitivitas nikel pada pasien ortodonti, mangan digunakan oleh beberapa produsen untuk menstabilkan fase austenitik. Fosfor ditambahkan sedikit karena membantu dalam sintering partikel *alloy* pada suhu yang lebih rendah. Silika pada konsentrasi yang lebih rendah memberikan ketahanan terhadap oksidasi dan karburisasi pada suhu yang lebih tinggi dan ketahanan terhadap korosi. Sulfur ditambahkan untuk meningkatkan kemudahan pemesinan bagian tempa selama proses manufaktur.^{22,26}

Stainless steel diklasifikasikan menurut American Iron and Steel Institute System (AISI) atau Unified Number System (UNS).

Stainless steelaustenitik: Stainless steelaustenitik atau stainless steel 18-8 sebagai struktur *face-centered cubic crystalline structure*, dibentuk dengan memanaskan *alloy* di atas 912°C. Untuk mempertahankan struktur ini ketika didinginkan, nikel ditambahkan untuk menstabilkan fase austenitik. Untuk meminimalkan risiko reaksi hipersensitivitas dari nikel, ketahanan korosi stainless steel harus dimaksimalkan untuk mengontrol pelepasan ion nikel dari *alloy*. Mereka biasanya digunakan dalam ortodonti untuk pembuatan braket, lampiran lain dan kabel. Baja yang termasuk dalam seri 300 dalam sistem AISI semuanya adalah stainless steelaustenitik. Menurut klasifikasi ini, dengan bertambahnya jumlahnya, lebih banyak logam *alloy* ditambahkan ke besi, sementara kandungan karbonnya diturunkan dan huruf L dalam penunjukan menunjukkan kandungan karbon rendah. Struktur fokus austenitik tidak stabil pada suhu yang lebih rendah, di mana ia cenderung berubah menjadi struktur bcc yang dikenal sebagai ferit. Jika elemen austenitizing (Ni, Mn dan N) ditambahkan, fase larutan padat yang sangat tahan korosi dapat dipertahankan bahkan pada suhu kamar. Namun, ketika stainless steel ditantang oleh lingkungan yang tidak bersahabat di mulut, ia rentan terhadap korosi dalam lingkungan asam dengan adanya ion klorin. Ion klorida menembus lapisan oksida pelindung dan menyebabkan pelarutan stainless steel yang menyebabkan korosi pitting.^{22,26}

Baja martensit: Baja yang termasuk dalam seri 400 dalam sistem AISI adalah stainless steelmartensit. *Alloy* ini memiliki struktur martensit tertekan yang menghasilkan kekuatan tarik yang meningkat dan ketahanan korosi yang lebih rendah daripada stainless steelaustenitik. Penggunaannya dalam kedokteran gigi terbatas pada pembuatan instrumen yang membutuhkan tepi tajam atau tahan aus.

Baja ferit: Baja ferit memiliki struktur kristal bcc yang mirip dengan besi dan karenanya dinamai ferit. Stainless steelsuper ferit dengan karbon 19-30% digunakan untuk membuat braket bebas nikel.

Baja dupleks (SAF 2205): Kekuatan luluh baja ditingkatkan dengan menurunkan kandungan nikel. Stainless steel2205 ini memiliki struktur mikro dupleks yang terdiri dari butir austenit dan delta-ferit dan digunakan dalam pembuatan braket satu bagian. Kombinasi fase kristal deltaferit yang keras dan kurang ulet dan fase kristal austenit yang lebih lunak dan lebih ulet menghasilkan baja lebih keras daripada stainless steelaustenitik fase tunggal (316L) dan lebih ulet daripada stainless steelferitik fase tunggal (430) . Kromium memberikan ketahanan korosi melalui proses pasivasi dengan membentuk film tipe spinel kompleks (Fe, Ni) O (Fe, Cr)₂ O₃. Molibdenum meningkatkan kemampuan stainless steeldupleks untuk menahan korosi lubang dan celah bahkan di lingkungan yang mengandung ion klorida.

Baja tahan presipitasi (PH): Merupakan baja yang dapat dikeraskan dengan perlakuan panas. Stainless steelPH 17-4 banyak digunakan untuk braket 'mini'. Stainless steel PH 17-7 digunakan untuk memproduksi braket *edge lock* (Ormco). Matasa et al (1998) menguji kekerasan mikro dari 12 braket logam ikatan langsung dan menyimpulkan bahwa PH 17-4 menunjukkan nilai kekerasan tertinggi dan 316L austenitik menunjukkan nilai kekerasan terendah. *Alloy* yang mengandung kobalt bebas nikel atau yang mengandung mangan digunakan untuk pembuatan braket dan attachment lainnya.^{22,26}

2.1.2. Braket keramik

Keramik merupakan bahan braket yang biokompatibel. Ini juga merupakan bahan ideal karena kekuatan dan estetikanya, mempunyai karakteristik higienis, dan ramah terhadap jaringan. Braket Keramik yang beredar dipasaran memiliki satu dari tiga struktural karakteristik: alumina monokristalin,

polikristalin alumina, atau zirkonium. Alumina lebih keras dari SS, tapi kegagalan dari sisi stiffness SS adalah 20 sampai 50 kali lebih banyak dari dari keramik. "Braket mono alumina kristal (misalnya, Radiance, American Orthodontics) lebih tahan dengan permukaan slot yang lebih halus dibandingkan dengan braket keramik lainnya. Di sisi lain, braket alumina polikristalin (misalnya, Transcend, 3M Unitek) memiliki permukaan yang kasar, dan sayapnya bisa patah di bawah tekanan torsi yang tidak terkendali. Braket zirkonium empat kali lebih kuat dari alumina polikristalin. Dilaporkan bahwa *monocrystalline and polycrystalline* braket keramik resisten terhadap stain dan diskolorisasi.^{9,27}

Faktanya bahwa braket keramik lebih tebal dan lebih mahal dari braket SS dan mudah pecah. Selain itu bahan keramik menyebabkan gesekan tinggi selama mekanisme geser. Karena itu, beberapa pabrikan memproduksi braket dengan SS yang disisipkan slot (misalnya, Clarity, 3M Unitek) untuk mengurangi gesekan antara braket dan wire.⁹

2.1.3. Braket Plastik

Braket plastik dibuat dari bahan polycarbonate yang keras. Material ini telah diperkuat dengan serat untuk meningkatkan kekerasannya. Braket jenis ini masih digunakan hingga saat ini karena bersifat estetik dan lebih ekonomis daripada braket keramik, tetapi biasanya dapat berubah warna di lingkungan dalam mulut dan menjadi kuning kusam atau abu-abu karena menyerap cairan mulut. Kerugian lain dari braket plastik terkait fraktur dan menyebabkan gesekan lebih tinggi pada mekanisme geser, meskipun masalah ini telah diatasi oleh pabrikan dengan memasukkan slot logam ke dalam bodi plastik.^{9,28}

2.2. Bonding

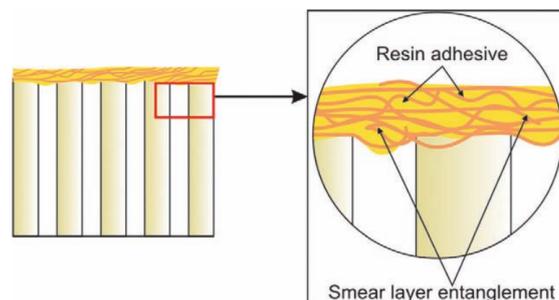
Pengaplikasian adhesif pada braket secara langsung pada permukaan gigi atau yang dikenal dengan istilah *bonding* mulai dikenalkan dalam kedokteran gigi pada tahun 1980. *Bonding* menyebabkan penguncian secara mekanis dengan membuat permukaan enamel menjadi tidak beraturan. Pengaplikasian adhesif dengan *bonding* diawali pretreatment pada enamel dengan teknik etsa asam. Pemberian etsa asam ini dikenalkan oleh Buonocore pada tahun 1955, dengan etsa asam akan terjadi peningkatan energi permukaan serta peningkatan luas

permukaan dan porositas yang akan melarutkan enamel sebanyak 20-25 mikron. Setelah pengaplikasian etsa maka dilakukan pembilasan untuk menghilangkan sisa asam, selanjutnya dilakukan pengaplikasian material adhesif yang akan membentuk hybrid layer dan resin tag. Material adhesif yang dapat digunakan untuk resin komposit ortodonsi adalah bahan primer dan resin komposit restorasi digunakan bahan immediate *bonding* resin. Penggunaan bahan immediate *bonding* resin dapat mencapai adesi yang baik pada enamel dengan menghasilkan retensi mekanis yang dapat meningkatkan sifat adhesif bahan. Bahan immediate *bonding* resin dan primer berupa bahan dengan komponen resin yang tidak mengandung partikel filler dan memudahkan perlekatan resin komposit pada permukaan gigi.²⁹

Perkembangan *bonding* dalam kemajuan bidang kedokteran gigi :

2.2.1 Generasi pertama

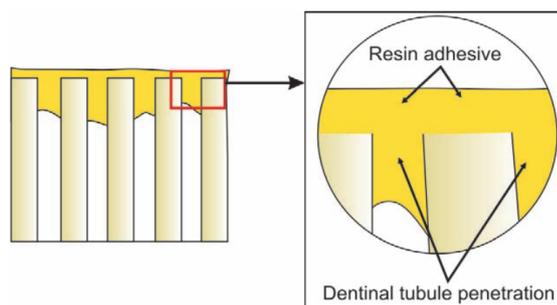
Berkembangnya permukaan-aktif komonomer NPG-GMA (N-phenylglycine glycidyl methacrylate) merupakan bahan dasar dari produk Cervident (S.S. White Burs, Inc., Lakewood, NJ), yang dianggap sebagai generasi pertama dari sistem *bonding* dentin. Produk ini mengabaikan masalah smear layer. Mekanisme adhesi-nya berupa penetrasi yang dalam dari resin tag ke dalam tubulus dentin yang terbuka setelah proses etsa dan komponen chelating akan dapat berikatan dengan komponen kalsium dari dentin (Gambar 5). Oleh karena, *bonding* tersebut dapat berkelekat dengan ion kalsium dari struktur gigi, *bonding* ini membentuk ikatan yang lebih kuat dengan enamel daripada dentin.^{13,30}



Gambar 1. Agen *bonding* generasi pertama yang mengabaikan keberadaan *smear layer*.¹³

2.2.2 Generasi kedua

Pada tahun 1978, Clearfil Bond System F diperkenalkan di Jepang (Kuraray Co., Ltd., Osaka, Japan). Secara umum dikenal sebagai produk pertama dari generasi kedua adhesif dentin, berbahan phosphate-ester (phenyl-) dan hydroxyethyl methacrylate [HEMA] dalam etanol). Mekanisme aksi dari *bonding* ini berdasarkan pada interaksi polar antara muatan negatif kelompok fosfat dari resin dan muatan positif ion kalsium dalam smear layer. Kebanyakan dari agen *bonding* generasi kedua membiarkan smear layer tetap utuh saat digunakan, tetapi beberapa dari mereka juga menggunakan bahan agen pembersih untuk menghilangkan smear layer (Gambar 6).^{13,30}



Gambar 2. Agen *bonding* generasi kedua melibatkan pengangkatan menyeluruh dari *smear layer* dan penetrasi resin ke dalam tubulus dentin terbuka.¹³

Beberapa sistem *bonding* dentin phosphate-ester lainnya diperkenalkan diawal tahun 1980an, termasuk Scotchbond (3M Dental Products, St. Paul, MN), Bondlite (Kerr Corporation, Orange, CA), dan Prisma Universal Bond (DENTSPLY Caulk, Milford, DE). Sistem *bonding* dentin generasi kedua ini, khususnya secara *in vitro* memiliki kekuatan ikatan dari 1 hingga 5 MPa, yang nilai tersebut jauh di bawah nilai 10 MPa yang diperkirakan sebagai nilai ambang batas untuk retensi pada *in vivo* yang dapat diterima.^{13,30}

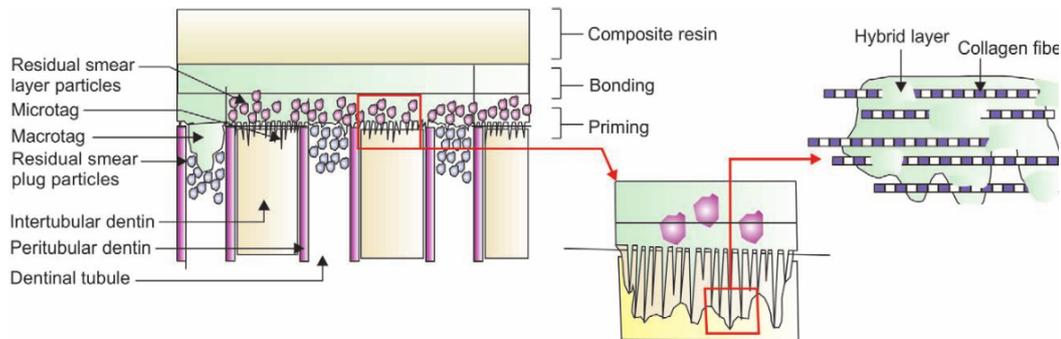
2.2.3. Generasi ketiga

Sistem generasi ketiga mulai diperkenalkan sekitar tahun 1980-an yaitu penggunaan etsa asam pada dentin dan bahan primer yang didesain untuk penetrasi ke tubulus dentin sebagai metode untuk meningkatkan kekuatan perlekatan. Sistem ini meningkatkan kekuatan perlekatan ke dentin sebesar 12 Mpa-15 Mpa dan mengurangi terjadinya *microleakage*. Upaya menghilangkan smear layer dengan primer asam telah disarankan menggunakan larutan encer dari asam maleat 2,5%, HEMA 55%, dan sedikit asam metakrilat (Scotchbond 2, 3M Dental Products). Scotchbond 2 merupakan sistem *bonding* dentin yang pertama yang menerima pengakuan “provisional dan “full acceptance” dari American Dental Association (ADA). Generasi ketiga ini adalah generasi pertama yang terikat tidak hanya untuk struktur gigi, tetapi juga logam gigi dan keramik. Berbagai penelitian menunjukkan bahwa retensi adhesif pada bahan ini menurun setelah 3 tahun.^{13,31}

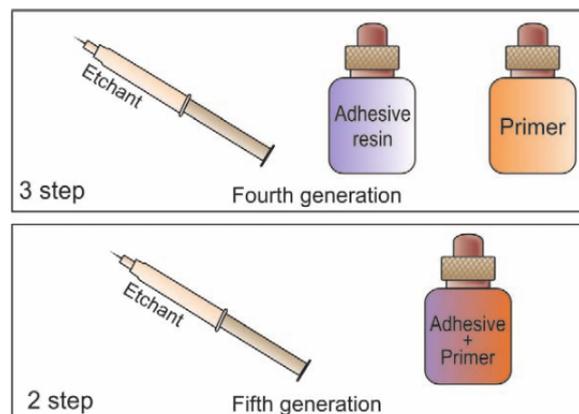
2.2.4. Generasi keempat

Generasi *bonding* ini tersedia pada pertengahan tahun 1990an. Agen *bonding* generasi keempat menunjukkan kemajuan yang signifikan dalam bidang kedokteran gigi adhesif. Agen ini didasarkan pada teknik *total-etch* dan konsep *moist bonding*.

Mekanisme *bonding* dari dari generasi keempat dikarakteristikan melalui proses hibridisasi pada *interface* dentin dan resin komposit. Hibridisasi merupakan



Gambar 3. Agen *bonding* generasi keempat menunjukkan adhesi melalui pembentukan *hybrid layer*.¹³



Gambar 4. Sistem *bonding* generasi keempat tersedia dalam kemasan 2 botol, satu *primer* dan satu resin adhesif, sedangkan agen *bonding* generasi kelima, *primer* dan adhesif digabungkan di dalam satu botol saja.¹³

fenomena penggantian hidroksiapatit dan pada permukaan dentin oleh resin. Resin tersebut, bersatu dengan *collagen fibers*, membentuk sebuah *hybrid layer*. Dengan kata lain, hibridisasi merupakan proses dari *resin interlocking* pada permukaan dentin yang terdemineralisasi (Gambar 3). Konsep ini diberikan oleh Nakabayashi pada tahun 1982.

2.2.5. Generasi kelima

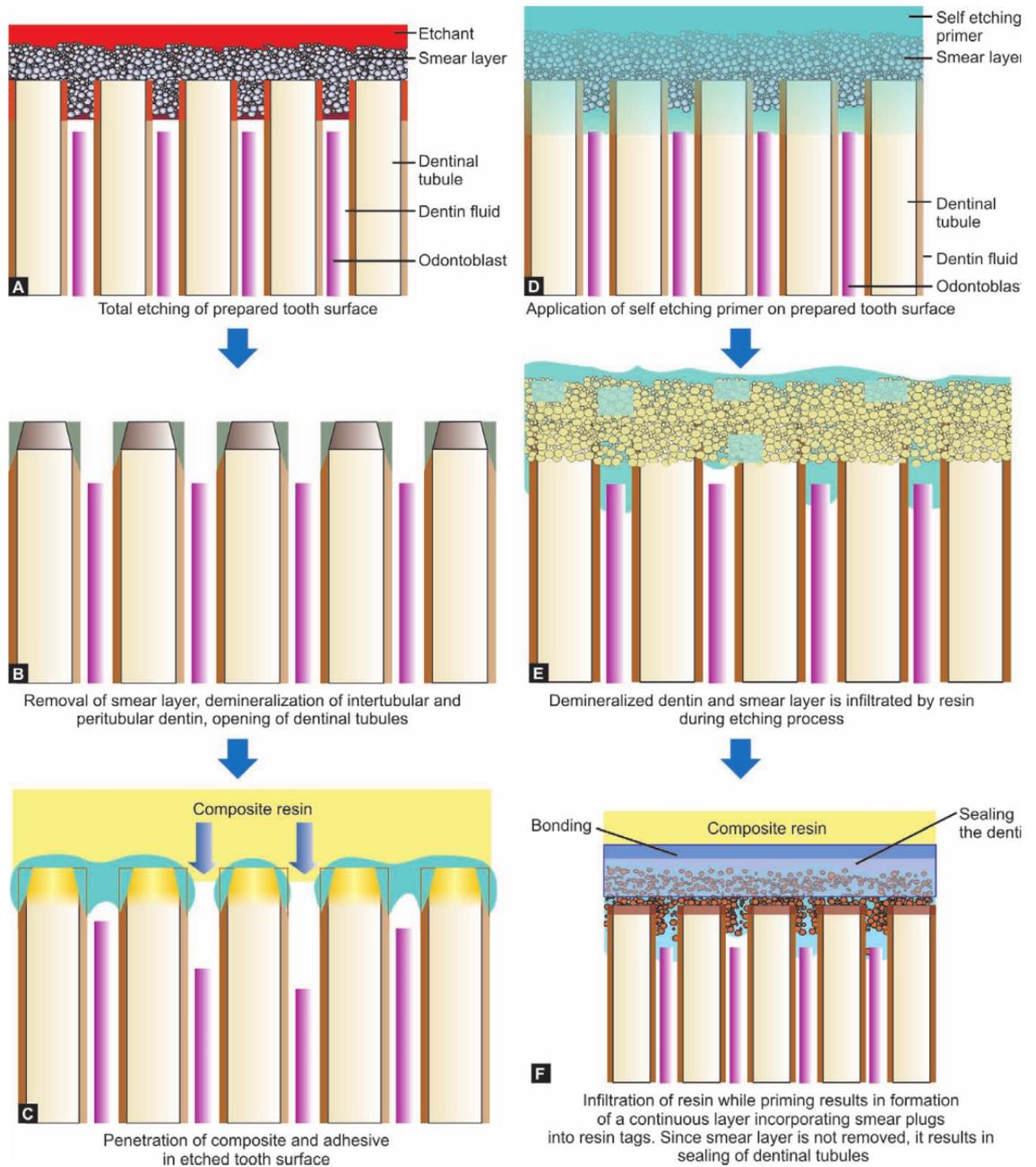
Mulai dikenalkan pada pertengahan tahun 1990-an. Agen *bonding* dentin ini juga dikenal sebagai “one-bottle/satu-botol” atau “one component/satu komponen” agen *bonding*. Produk ini dibedakan dari *bonding* generasi keempat melalui prosesnya menjadi satu-tahap atau produk satu-botol. Dalam agen *bonding* ini, primer dan resin adhesif berada dalam satu botol. Hal ini yang membuat agen *bonding* generasi kelima lebih sederhana dan cepat dibandingkan sistem generasi keempat. Sistem ini menghasilkan mechanical interlocking melalui etsa dentin, terbentuknya resin tags, percabagannya bahan adhesif dan pembentukan hybrid layer serta menunjukkan kekuatan perlekatan yang baik pada enamel dan dentin.^{30,31}

2.2.6. Generasi keenam

Generasi *bonding* ini tersedia sejak tahun 2000. Satu botol adhesif ini menggabungkan etsa, primer, dan *bonding* dalam satu larutan serta menjadi satu langkah kerja. Berbeda dengan generasi kelima yang meski agen *bonding* telah menjadi satu botol dan satu langkah kerja, tetapi generasi tersebut masih memerlukan pemberian etsa pada permukaan giginya. Pada generasi keenam, agen *bonding* dentin dibuat dengan terdapat *self-etching* primers yang digunakan dalam bagian dari etsa terpisah. Namun, *self-etching* juga memiliki beberapa kelemahan. Sebagai contoh, penyimpanan larutan harus diperhatikan supaya formulasi cairan tidak mudah rusak, dan seringkali menyisakan smear layer diantara bahan adhesif dan dentin. Proses *bonding* ini memperlihatkan kekuatan ikatan yang memadai terhadap dentin, tetapi pada enamel memiliki kekuatan ikatan yang lemah. *Bonding* ini menggunakan primer yang diasamkan yang diaplikasikan ke dentin dan tidak dibilas. Kebanyakan *self-etching* primers, secara moderat bersifat asam dengan pH berkisar 1,8-2,5. Karena hadirnya acidic primer, agen *bonding* generasi keenam tidak memiliki umur yang panjang dan maka dari itu perlu untuk sering diganti kembali. Mekanisme dari agen *bonding* ini mulai bekerja langsung setelah proses dekalsifikasi dimulai, yang kemudian infiltrasi agen *bonding* mengisi area rongga yang kosong. Generasi keenam ini mempunyai kekuatan *bonding* yang lemah bila dibandingkan dengan generasi kelima atau keempat.^{13,31}

2.2.7. Generasi ketujuh

Generasi *bonding* ini memiliki capaian yang sama dengan sistem generasi keenam, kecuali generasi ini lebih menyederhanakan bahan-bahan generasi



Gambar 5. Sistem *total etch vs self-etch*.¹³

keenam ke dalam satu komponen, satu botol dengan satu-langkah *self-etch* (SE)

adhesive, maka mencegah kesalahan apapun dalam proses pencampuran. Dengan kata lain, *bonding* generasi ketujuh terdiri dari satu komponen saja. Agen *bonding* generasi ketujuh juga memiliki sifat-sifat desinfeksi dan desensitisasi. Mulai dikenalkan pada akhir tahun 2002-an. Hasil penelitian dilaboratorium menunjukkan hasil bahwa generasi ini memiliki kekuatan perlekatan dan penutupan daerah margin sama dengan system generasi keenam.^{30,31}

2.2.8. Generasi kedelapan (Universal Adhesif)

Perkembangan terbaru di bidang kedokteran gigi adhesif adalah bahan adhesif Universal. *Universal adhesive* merupakan adhesif *self etch* satu-langkah yang juga direkomendasikan oleh pabrikan sebagai adhesif *etch & rinse* dua-langkah ketika asam fosfat digunakan untuk mengetsa enamel dan dentin. Generasi ini dikembangkan untuk mengatasi ketidakmampuan generasi bahan adhesif *one-step self-etch*. Aplikasi bahan adhesif ini dapat digunakan bersama dengan atau tanpa asam fosfat.^{13,31}

	Functional monomer(s)	Solvents	pH ^a	Silane	Separate DC activator ^b
All-Bond Universal (Bisco, Inc.)	MDP	Ethanol, water	3.2	No	No
Adhese Universal (Ivoclar Vivadent)	MDP, MCAP	Ethanol, water	2.8	No	No
Clearfil Universal Bond (Kuraray Noritake Dental, Inc.)	MDP	Ethanol, water	2.3	Yes	Yes
Futurabond U (VOCO)	MDP	Ethanol, water	2.3	No	No ^c
G-Premio Bond (GC America Inc.)	MDP, 4-MET, MDTP	Acetone, water	1.5	No	Yes
One Coat 7 Universal (Coltene)	MDP	Ethanol, water	2.8	No	Yes
OptiBond Universal (Kerr Corp.)	GPDM	Water, acetone, ethanol	2.5	No	No
Prime & Bond Active or Prime & Bond Universal (Dentsply Sirona)	MDP, PENTA	Water, isopropyl alcohol	2.5	No	Yes
Scotchbond Universal Adhesive or Single Bond Universal Adhesive (3M Oral Care)	MDP, PAC	Ethanol, water	2.7	Yes	Yes
Scotchbond Universal Adhesive Plus (3M Oral Care)	MDP, PAC	Ethanol, water	2.7	Yes ^d	No
Universal Bond (Tokuyama Dental America, Inc.)	MOEP, MTU-6	Water, acetone, isopropyl alcohol	2.2	Yes	No ^e

Abbreviations: GPDM: glycerophosphate dimethacrylate; MCAP: methacrylated carboxylic acid polymer; MDP: 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate; MDTP: methacryloyloxydecyl dihydrogen thiophosphate; 4-MET: 4-methacryloyloxyethyl trimellitic acid; MOEP: 2-hydroxyethyl methacrylate phosphate (methacryloyloxyethyl phosphate); MTU-6: 6-methacryloyloxyhexyl 2-thiouracil-5-carboxylate; PAC: polyalkenoic acid copolymer; PENTA: dipentaerythritol penta acrylate monophosphate.

^aMore acidic universal adhesives (lower pH) are more likely to need a DC activator when used with dual- or self-cured composite resin materials that contain aromatic tertiary amines in their initiator system.

^bThe dual-cured activator is mixed with the universal adhesive for use with dual- or self-cured composite resin materials that contain aromatic tertiary amines in their initiator system. All universal adhesives can be used without DC activator when combined with newer dual-cured resin cements that do not contain aromatic tertiary amines.

^cDual-cured adhesive.

^dContains two silanes: 3-(aminopropyl) triethoxysilane (APTES); and γ -methacryloxypropyltriethoxysilane (γ MPTES).

^eSelf-cured adhesive.

Tabel 1. *Universal adhesive* saat ini.

Perbedaan utama antara *universal adhesive* dan tradisional adhesif SE satu-langkah adalah hadirnya monomer fosfat fungsional dan/atau monomer karboksilat dalam *universal adhesive* (Tabel 1). Methacryloyloxydecyl Dihydrogen phosphate (MDP) merupakan monomer asam hidrofilik yang banyak ditemukan pada adhesif generasi ini. Prinsip kerja dari monomer tersebut adalah

terbentuknya ikatan ion antara gugus karboksilat dan atau fosfat dari MDP dengan kalsium dari hidroksiapatit, untuk membentuk senyawa MDP-kalsium. Beberapa pabrik juga menambahkan silane dalam komposisinya agar dapat diaplikasikan untuk melekatkan resin komposit pada bahan lain, seperti: keramik/porselin, metal, zirconia dan resin komposit. Berdasarkan hal tersebut, maka bahan adhesif generasi ini dapat diaplikasikan pada restorasi direk maupun indirek.^{13,31,25}