

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Peranti ortodonti merupakan peranti atau alat untuk memberikan gaya atau kekuatan mekanis ke jaringan periodontal, yang digunakan untuk menggerakkan gigi kearah yang dikehendaki. Perawatan ortodonti aktif pada dasarnya merupakan kemampuan jaringan untuk mengadakan remodeling (Prabhavath dkk. 2015). Dengan cara mengaktivasi sel sehingga dapat melakukan remodeling yang menyebabkan gigi dapat berpindah tempat. Tekanan dan tarikan merupakan respon awal dari pemberian gaya mekanis dari alat ortodonti pada sisi yang berlawanan, tekanan dan tarikan ini yang nantinya akan merangsang remodeling selama Bergeraknya gigi (Nisha dkk. 2011). Pemberian kekuatan menjadi peran penting dalam pergerakan gigi secara ortodonti, gigi akan bergerak akibat pemberian gaya yang dihasilkan dari *wire* atau kawat gigi.

Biomekanika merupakan cabang ilmu mekanika yang diterapkan pada sistem biologis, pada jaringan periodonsium yang berperan dalam perawatan ortodonti (Fadila 2020). Biomekanika kedokteran gigi meliputi pergerakan gigi, efek gaya terhadap gigi, dan respon sel tubuh (Fadila 2020). Respon sel tubuh yang dapat terjadi antara lain kompresi ligament periodontal, deformasi tulang dan lukanya jaringan periodontal (Kondo dkk. 2017; Fadila 2020). Perawatan ortodonti nantinya akan melibatkan gaya mekanik ke jaringan periodonsium, sehingga gigi dapat bergerak sesuai dengan rencana perawatan yang dibuat. Periodonsium biasa juga disebut jaringan periodontal merupakan jaringan pendukung gigi yang terdiri dari gingiva, sementum, ligament periodontal, dan tulang alveolar (Nisha dkk. 2011; Prabhavath dkk. 2015; Fadila 2020).

Gejala klinis dari kasus maloklusi diantaranya dental dan skeletal mengalami retrusi dan protrusi serta keadaan dental yang mengalami anomali seperti *labioversi linguoversi, traansversi, torsiversi* (Ardhana 2013; Fadila 2020). Dengan adanya penyimpangan oklusi maka diperlukan disposisi gigi kekeadaan normal dengan pemberian gaya mekanik oleh alat ortodonti, salah satu tindakan yang dapat diberikan adalah perawatan kuratif (Ardhana 2013). Alat ortodonti dibagi menjadi dua: alat ortodonti cekat dan alat ortodonti lepasan. Alat ortodonti lepasan adalah alat ortodonti yang dapat dilepas pasang oleh pasien (Ardhana 2013). Alat ortodonti cekat merupakan alat yang pemakaiannya melekat atau diberikan sementasi, sehingga tidak bisa dilepas pasang oleh pasien. Pergerakan gigi dibagi menjadi beberapa bagian diantaranya gerakan *bodily*. *Bodily* merupakan gerakan gigi yang melibatkan mahkota dan akar yang bergerak kearah yang sama dengan jarak yang sama. Akibat dari pemberian gaya yang besar, gerakan *bodily* dapat menyebabkan resorpsi tulang terjadi pada daerah tekanan dan remodeling tulang terjadi pada daerah tarikan (Ardhana 2013; Kondo dkk. 2017).

Glass ionomer cement (GIC) dikomersilkan pertama kali oleh Wilson dan kent tahun 1972, merupakan sementasi yang didapatkan dari gabungan poliaklirat dan serbuk kaca (Prabhavath dkk. 2015). Bahan ini mampu melekat dan mengeras dengan sendirinya. Perlekatan GIC menunjukan kemampuan perlekatan melalui ion-ion yang lebih interface, selain itu juga GIC memiliki struktur warna yang mendekati gigi asli yang menjadikannya memiliki daya tarik estetika yang tinggi (Nisha dkk. 2011; Prabhavath dkk. 2015). Pada penggunaanya, GIC tidak memerlukan tindakan etsa sehingga tidak akan menyebabkan mikroporusitas. GIC dapat melepaskan fluoride lebih baik, yang dapat membantu remineralisasi jaringan

enamel (Nisha dkk. 2011; Powers dkk. 2013; Prabhavath dkk. 2015). Namun kekuatan dari GIC terbilang kurang jika dibandingkan dengan sementasi resin komposit (Powers dkk. 2013; Prabhavath dkk. 2015). Perlekatan alat ortodonti menggunakan GIC type v (*orthodontic cement*) harus mempunyai sifat material yang dapat memperoleh daya rekat dari reaksi antara interaksi molekul ionik atau polar dengan email gigi dan dentin (Sakaguchi dan Powers 2012).

Resin komposit merupakan satu dari banyaknya material kedokteran gigi, yang biasanya digunakan untuk merestorasi struktur anatomi gigi, dan memodifikasi warna gigi (Prabhavath dkk. 2015). Sejak 50 tahun lalu dari awal dikomersilkan, perkembangan dan penyempurnaan resin komposit terutama pada partikel *filler* (Sakaguchi dan Powers 2012). Ukuran partikel *filler* yang lebih kecil akan memberikan dataran yang lebih halus, sehingga *biofilm* tidak mudah melekat jika dibanding dengan dataran yang lebih bertekstur (Powers dkk. 2013). Selain itu juga ukuran partikel yang relative lebih kecil dapat mengurangi noda warna atau *staining*, sehingga didapatkan tampilan estetik yang lebih baik (Fontes dkk. 2009). Material utama yang terdapat pada resin komposit adalah matriks resin dan partikel organik, *coupling (silane)* diperlukan untuk mendapatkan ikatan antara material inorganik dan matriks resin juga aktivator dan inisiator diperlukan saat polimerisasi resin komposit (Fontes dkk. 2009; Powers dkk. 2013; Prabhavath dkk. 2015). Pengaplikasian resin komposit melibatkan penggunaan bahan etsa, dimana kandungan asam fosfat didalamnya mampu merusak struktur enamel gigi. Namun kekuatan perlekatan dari resin komposit lebih tinggi dibandingkan dengan GIC (Syamsinar dkk. 2015). Penelitian perbandingan kekuatan bahan sementasi pada gerakan *bodily*. Didukung dengan penelitian dan kajian yang telah dilaksanakan

oleh Syamsinar (2015) dengan topik “perbandingan kekuatan bahan tarik *adhesive* resin komposit hibrida terhadap perbedaan intensitas sinar tampak”, menunjukan bahwa penyinaran frekuensi tinggi akan memberikan kekuatan perlekatan braket yang lebih baik jika dibandingkan dengan penyinaran frekuensi rendah. Dan juga penelitian ini didukung dengan penelitian dan kajian yang telah dilaksanakan oleh Restu (2024) dengan topik “perbandingan kekuatan perlekatan *glass ionomer* cement sebagai bahan sementasi ortodonti cekat sebelum dan sesudah direndam saliva buatan 24 jam pada pergerakan torque”. Menunjukan bahwa kekuatan rata-rata yang dapat ditahan oleh GIC berkisar antara 5,37 MPa dan terdapat penurunan kemampuan perlekatan setelah dilakukan perendaman (Restu 2022). Dengan adanya kelebihan dan kekurangan dari masing-masing bahan sementasi, maka kajian ini ditunjukan untuk mengetahui kekuatan perlekatan dari resin komposit dan GIC pada gerakan *bodily*. Sehingga kita dapat memperkirakan bahan sementasi untuk mendapatkan yang baik digunakan pada saat perawatan ortodonti.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang diatas dapat dirumuskan, masalah yang akan diteliti Adalah: Bagaimanakah perbandingan kekuatan *adhesi* resin komposit dan *glass ionomer cement* sebagai bahan sementasi peranti ortodonti cekat pada simulasi gerak *bodily* setelah perendaman pada *saliva* buatan selama 24 jam?

1.3 Tujuan Penelitian

Berdasarkan latar belakang dan juga rumusan masalah yang sudah dijelaskan, nantinya penelitian ini bertujuan untuk:

1.3.1 Tujuan Umum

Mengetahui perbedaan kekuatan *adhesi* pada sementasi resin komposit dan GIC tipe v setelah perendaman saliva buatan 24 jam pada simulasi gerakan *bodily*.

1.3.2 Tujuan Khusus

1. Untuk mengetahui kekuatan *adhesi* sementasi resin komposit pada peranti ortodonti cekat setelah perendaman pada saliva buatan selama 24 jam pada simulasi gerakan *bodily*.
2. Untuk mengetahui kekuatan *adhesi* sementasi GIC tipe v pada peranti ortodonti cekat setelah perendaman pada saliva buatan selama 24 jam pada simulasi gerakan *bodily*.

1.4 Manfaat Penelitian

Berdasarkan rumusan masalah dan juga tujuan penelitian diatas, diharapkan penelitian ini nantinya dapat memberikan manfaat dalam bidang akademis maupun klinis.

1.4.1 Manfaat Akademik

Manfaat yang dapat dirasakan oleh civitas akademika, mahasiswa kedokteran gigi, dan sebagai studi banding untuk penelitian- penelitian selanjunya.

1.4.2 Manfaat Klinis

Manfaat yang dapat diterima oleh dokter gigi, mahasiswa profesi dokter gigi, dan mahasiswa kedokteran gigi. Sebagai acuan pemilihan sementasi yang dapat digunakan pada saat perawatan ortodonti khususnya pada pergerakan *bodily*.

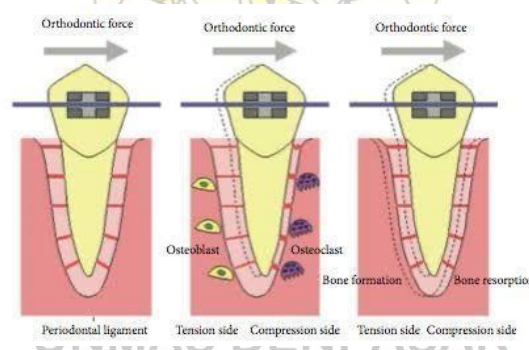
BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Biomekanika Dan Pergerakan Gigi

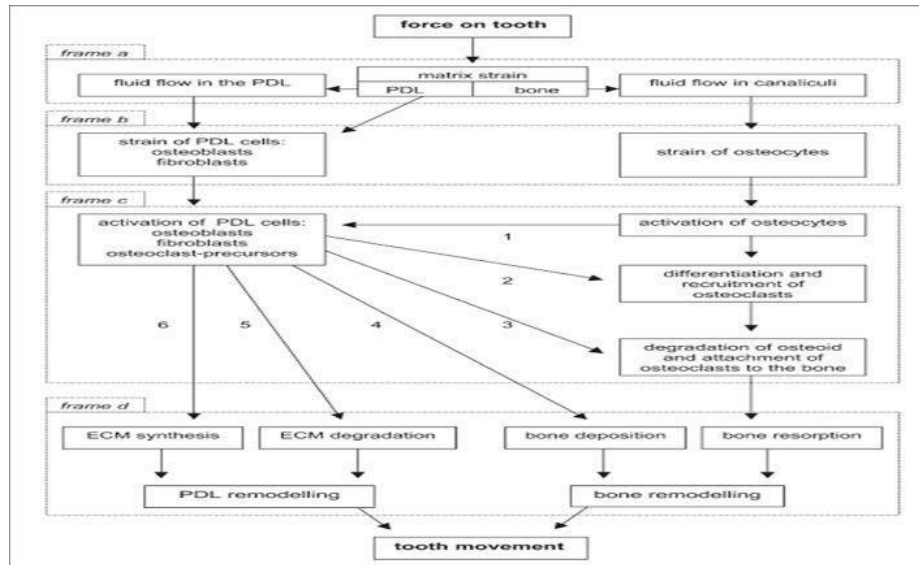
2.1.1 Biomekanika

Biomekanika merupakan cabang ilmu yang mempelajari tentang mekanika pada sistem biologis struktur penompang gigi dalam perawatan ortodonti (Fadila 2020). Biomekanika pergerakan gigi merupakan proses pemberian gaya pada gigi. Dengan merangsang respon sel tubuh seperti ligamen periodontal, deformasi tulang, dan cederanya jaringan, sehingga memungkinkan untuk gigi bergerak sesuai dengan rencana perawatan yang telah ditetapkan (Fadila 2020; Pawinru dan Serliawati 2021).



Gambar 2. 1 Biomekanika Gigi Pada Penggunaan Braket Ortodonti.

Tujuan dari penggunaan peranti ortodonti adalah untuk memungkinkan gigi dapat bergerak untuk mengkoreksi maloklusi, dengan berprinsip pada pemberian tekanan sehingga menghasilkan *remodelling* yang bisa diketahui melalui pencitraan mikroskopis (Pawinru dan Serliawati 2021). Gaya ortodonti yang diaplikasikan pada jaringan pendukung gigi akan menghasilkan pergerakan gigi dengan *defosis* dan *resorpsi* alveolar yang dikenal sebagai *remodelling* (Fadila 2020).



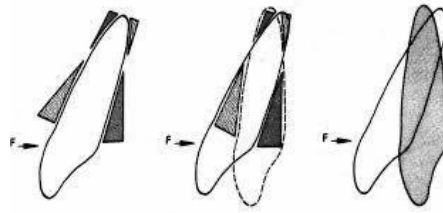
Gambar 2. 2 Skema Remodelling dan Reposisi Gigi

2.1.2 Pergerakan Gigi

Pada perawatan ortodonti, pergerakan gigi merupakan hal yang menjadi tujuan. Untuk mendapatkan oklusi normal serta untuk dapat menggerakkan gigi maka diperlukan alat ortodonti. Dalam ilmu ortodonti terdapat lima jenis pergerakan gigi yang dibedakan menurut besaran gaya yang diperlukan, diantaranya gerakan *tipping*, rotasi, vertikal, *torque*, dan *bodily* (Nisha dkk. 2011; Kondo dkk. 2017; Pawinru dan Serliawati 2021).

1. *Tipping*

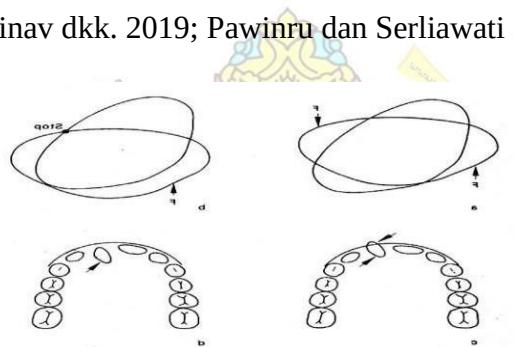
Merupakan pemberian gaya pada satu titik mahkota gigi, yang nantinya menyebabkan gigi bergerak miring menjauhi arah tekanan. Merupakan tipe pergerakan gigi paling sederhana, dimana mahkota searah dengan gaya sedangkan akar gigi berlawanan (Kondo dkk. 2017; Abhinav dkk. 2019; Pawinru dan Serliawati 2021).



Gambar 2. 3 Pergerakan Gigi Tipping.

2. Rotasi

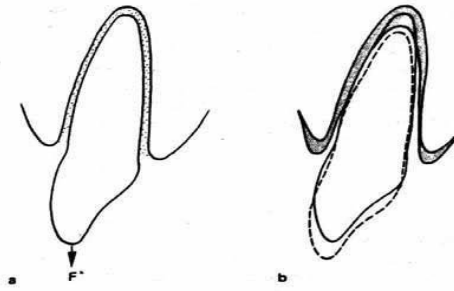
Merupakan pergerakan gigi yang berputar pada sumbu panjangnya, rotasi gigi pada soketnya membutuhkan tekanan ganda. Pergerakan ini didapatkan dengan memberikan kekuatan pada satu titik dari mahkota, dan mencegah Bergeraknya mahkota lain (Abhinav dkk. 2019; Pawinru dan Serliawati 2021).



Gambar 2. 4 Pergerakan Gigi Rotasi.

3. Vertikal

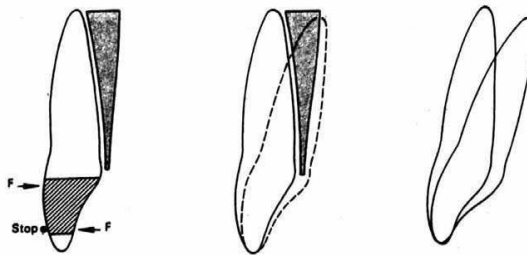
Terdapat dua jenis pergerakan vertikal, ekstrusi dan intrusi. Keduanya memperoleh gaya dari arah yang berlawanan. Ekstrusi merupakan gigi yang bergerak keluar dari alveolar, akar mengikuti mahkota. Intrusi gerakan vertikal yang masuk kedalam tulang alveolar, intrusi dapat menyebabkan tulang mengalami resorpsi (Abhinav dkk. 2019; Pawinru dan Serliawati 2021).



Gambar 2. 5 Pergerakan Gigi Vertikal.

4. *Torque*

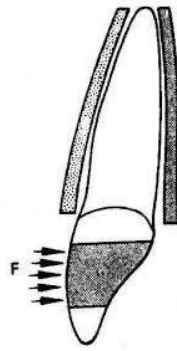
Merupakan pergerakan akar gigi yang meminimalkan pergerakan mahkota. Dapat menyebabkan daerah yang terkena tekanan mengalami resorpsi pada jaringan yang terkena tarikan, sehingga terjadi aposisi yang menyebabkan gigi disekitar apeks miring (Abhinav dkk. 2019; Pawinru dan Serliawati 2021).



Gambar 2. 6 Pergerakan Gigi Torque

5. *Bodily*

Pergerakan *bodily* atau transversal merupakan pergerakan translasi menyeluruh, dengan semua gigi bergerak secara bersama dan dan setara. Gaya yang diberikan pada gigi yang diberikan pada mahkota luas dan pergerakan tilting harus dibatasi. Pergerakan *bodily* menyebabkan resorpsi terjadi pada daerah tekanan dan *remodelling* tulang terjadi pada daerah tarikan (Kondo dkk. 2017; Abhinav dkk. 2019; Pawinru dan Serliawati 2021).



Gambar 2. 7 Pergerakan Gigi Bodily.

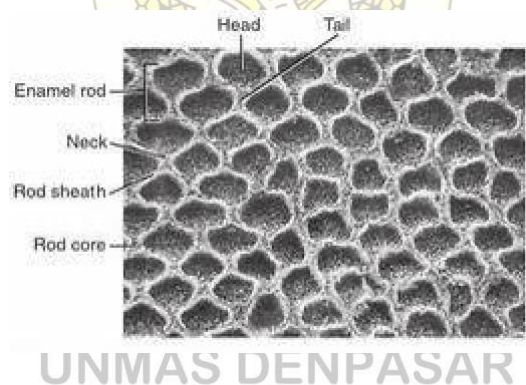
Tabel 2. 1 Besaran Gaya Pergerakan Gigi.

Tipping	30 – 60 g
Bodily	100 – 150 g
Rotasi	50 – 75 g
Ekstrusi	50 – 75 g
Intrusi	15 – 25 g

Dari besaran gaya yang tertera pada tabel, menjelaskan berapa besaran gaya yang diperlukan untuk masing- masing pergerakan gigi. Dimana besaran gaya menentukan berhasil tidaknya gigi untuk bergerak sesuai yang direncanakan, jika gaya yang diperlukan tidak terpenuhi maka gigi tidak akan dapat bergerak (Abhinav dkk. 2019). Dalam tabel dinyatakan bahwa pergerakan *bodily* membutuhkan gaya yang cukup besar untuk bergerak (Kondo dkk. 2017), hal ini nantinya memungkinkan braket untuk lepas dikarenakan beban yang besar. Untuk meningkatkan daya perlekatan, pemilihan bahan sementasi menjadi hal yang penting. Dalam hal ini terdapat dua jenis bahan sementasi yang akan diuji, yaitu: resin komposit dan GIC tipe v.

2.2 Resin Komposit

Resin komposit merupakan material restorasi gigi yang terdiri dari campuran bahan organik dan anorganik. Lebih dari 50 tahun yang lalu, terdapat banyak perubahan dalam komponen kimia. Keberhasilan resin komposit memiliki banyak faktor, diantaranya ikatan bahan terhadap jaringan enamel gigi (Nicholson dan Czarnecka 2016). Versi terbaru bahan ini didasarkan pada monomer yang lebih baik, terdapat *macromonomer* yang didalamnya terdapat dua gugus fungsi alkena yang mampu menjalani polimerisasi adisi (Schricker 2017). Resin komposit banyak digunakan karena karakteristiknya yang mampu berikatan dengan struktur gigi, selain itu juga resin komposit memiliki nilai estetika yang lebih dari sementasi lain (Nicholson dan Czarnecka 2016).

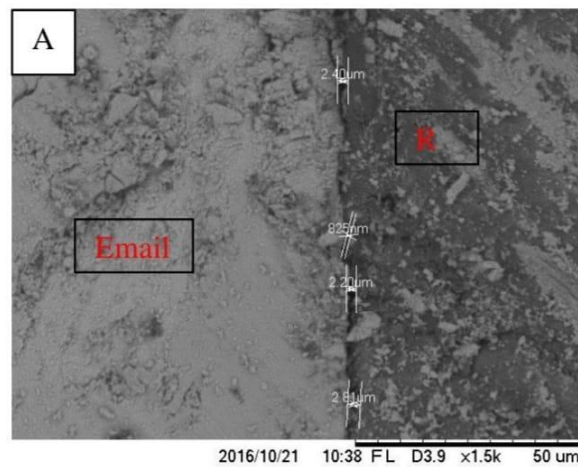


Gambar 2. 8 Mikroporusitas pada Enamel Gigi

2.2.2 Mekanisme *Adhesi*

Resin komposit memiliki ikatan mikromekanis dan kimia dengan jaringan gigi dan struktur gigi melalui pembentukan resin tag, yang dihasilkan dari pengaplikasian etcha dan bonding agent (Sundari dkk. 2018). Perlekatan resin komposit terjadi pada struktur mikroporus yang terdapat pada jaringan enamel dan dentin, yang nantinya membentuk ikatan mechanical *interlocking* dan juga

berikatan secara kimiawi (Fibryanto 2020). Dengan menggunakan metode sem, kita dapat melihat interaksi dan ikatan antara struktur gigi dengan bahan resin komposit.



Gambar 2. 9 Setelah Pengaplikasian Resin Komposit Selama 1 Jam Dengan Metode

SEM

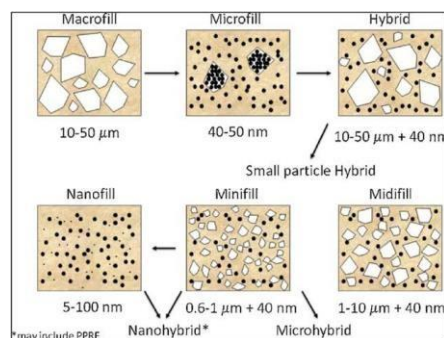
(Sundari dkk. 2018)

Kandungan *sodium monofluoro phosphate* ($\text{Na}_2\text{P}_2\text{O}_7$) dapat membantu ikatan kimia antara resin komposit dengan jaringan enamel gigi menjadi lebih baik. Selain itu ikatan mikromekanik yang terjadi dihasilkan pada saat proses etsa pada enamel gigi, *phosphoric acid* 37% menyebabkan hidroksiapatit larut yang kemudian menciptakan mikroporusitas enamel (Sundari dkk. 2018). Nantinya resin komposit akan mengisi sehingga membentuk *resin tag* yang menghasilkan retensi dalam ikatan resin komposit. Selain itu juga resin komposit memiliki sifat hidrofilik yang dihasilkan oleh monomer Bis-GMA dan TEGDMA, hal ini didukung oleh penelitian yang dilakukan oleh El-Nawawy dkk. Bahan *filler* yang terdapat dalam resin komposit juga membantu mengurangi sifat hidrofilik dan *polymerization shrinkage*. *Polymerization shrinkage* ikatan mikromekanik dari resin komposit (Veiga dkk. 2014; Condò dkk. 2021).

Sama seperti bahan kedokteran gigi lainnya, resin komposit juga memiliki banyak kekurangan salah satunya tingkat kekasaran permukaan. Tingkat kekasaran resin komposit menjadi salah satu hal yang berperan dalam keberhasilan saat pengaplikasian (Nicholson dan Czarnecka 2016). Kekasaran dari resin komposit bisa diakibatkan oleh waktu pemakaian yang sudah relative lama, tekanan mekanis, dan kimiawi. Kekasaran dari resin komposit dapat berakibat pada sifat fisik bahan terhadap penyerapan warna, penyerapan air, dan kelarutan (El-Banna dkk. 2019).

2.2.1 Bahan Filler

Resin komposit dapat dibedakan berdasarkan bahan pengisinya (*filler*), bahan pengisi (*filler*) utamanya berasal dari Bis-GMA (Craig dan Powers 2002). Penambahan bahan *filler* bertujuan untuk meningkatkan resin komposit diantaranya, mengurangi pengerutan saat polimerisasi, mengurangi koefisien panas, dan meningkatkan sifat mekanis seperti kekerasan, dan ketahanan terhadap abrasi (Craig dan Powers 2002; Noort 2002). Berdasarkan bahan *filler* dapat dibagi menjadi *makrofiller*, *microfiller*, *nanofiller*, dan *hybrid* (Noort 2002; Nisha dkk. 2011). Dimana semakin kecil ukuran *filler* akan dapat memberikan kekuatan ikatan yang lebih kuat dan tahan terhadap abrasi (Varghese dkk. 2022).



Gambar 2. 10 Struktur Bahan *Filler* Resin Komposit.

1. *Macrofiller*

Macrofiller resin komposit dikenal juga dengan resin komposit konvensional. Resin komposit ini memiliki partikel *filler* yang lebih besar. Ukuran partikel pengisinya berkisar antara 8-12 μm . Hal ini menyebabkan tekstur yang dihasilkan oleh resin komposit *macrofiller* cenderung lebih kasar dan lebih cepat dalam menyerap warna (*staining*) (Noort 2002).

2. *Microfiller*

Microfiller resin komposit merupakan pembaharuan dari resin komposit *macrofiller*. Ukuran partikel pengisinya berkisar antara 1-5 μm , hal ini merupakan pembaharuan dari resin komposit *macrofiller*. Dengan partikel yang lebih kecil dapat memberikan tekstur yang lebih halus dan ketahanan terhadap *staining* yang lebih bagus (Dewi dkk. 2020). resin komposit ini pertama kali diperkenalkan pada akhir 1970 an.

3. *Nanofiller*

Nanofiller resin komposit merupakan bahan yang paling sering digunakan untuk saat ini. Resin komposit ini dikembangkan melalui teknik nanoteknologi dan memiliki sifat universal, resin komposit *nanofiller* memiliki bahan pengisi yang beragam pada setiap produknya. Ukuran partikel nya berkisar antara 0,04-0,4 μm (Pirmoradian dan Hooshmand 2019). Jenis resin komposit ini dapat memberikan tampilan estetika yang lebih baik jika dibandingkan dengan generasi sebelumnya, biasanya digunakan untuk tumpatan anterior (Pertiwi dkk. 2017; Rusmayati dkk. 2017; Dewi dkk. 2020).

4. *Hybrid*

Hybrid resin komposit memiliki tekstur yang lebih halus, dan sering digunakan untuk tumpatan klas IV (Annisa dan Hastoro 2013). Walaupun sifat mekanisnya kurang dari *nanofiller*, namun dari tampilan estetika hampir sama dengan *nanofiller* resin komposit. *Hybrid* resin komposit memiliki sifat gabungan antara *macrofiller* dan *microfiller*, *hybrid* resin komposit memiliki kehalusan permukaan dan kekuatan yang cukup baik sehingga dapat digunakan pada gigi anterior ataupun posterior (Putri dan Melaniwati 2024). Ukuran partikelnya berkisar antara 0,6-0,1 μm , terdapat dua jenis *hybrid* komposit, diantaranya *microhybrid* dan *nanohybrid*.

a. *Microhybrid* resin komposit

Microhybrid resin komposit memiliki ukuran partikel berkisar antara 0,7-2,0 μm (Clarita dan Alexander 2023). merupakan gabungan dari *fine* partikel dan *microfine* partikel, ukuran partikel berkisar antara 0,2-3 μm (Clarita dan Alexander 2023; Mohamad-Kharib et al. 2023). *Microhybrid* resin komposit biasanya digunakan pada gigi anterior maupun posterior, disebabkan kekuatan tekanannya yang baik dan hasil dari *polishing* nya terbilang cukup baik (Kharib dkk. 2023).

b. *Nanohybrid* resin komposit

Nanohybrid resin komposit terdiri dari partikel *filler* berukuran mikro 0,31 μm , dan partikel nano 0,02-0,05 μm (Clarita dan Alexander 2023). *Nanohybrid* resin komposit dikenal juga

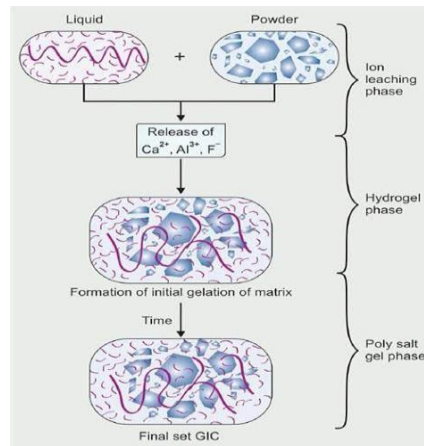
sebagai *small particle composite*, dikarenakan ukuran dari partikel terkecilnya bisa berkisar hingga 0,04 μm (El-Banna dkk. 2019).

Nanohybrid resin komposit memiliki tekstur yang lebih halus, celah mikro yang minimal, retensi dan resistensi yang baik pada penggunaan posterior, dan memiliki tampilan estetika yang lebih baik (Kharib dkk. 2023). Selain itu terdapat kekurangan yang dapat ditemukan pada *nanohybrid* resin komposit, yaitu memiliki tingkat keausan yang tinggi yang dapat mengurangi kekuatan ikatan antara bahan dan jaringan gigi (Varghese dkk. 2022).

2.3 **Glass Ionomer Cement**

Glass ionomer cement adalah salah satu bahan restoratif yang bahan dasarnya merupakan bubuk silica dan larutan poliakrilat (Craig dan Powers 2002). sediaan dari GIC berbentuk bubuk kaca dan asam ionomer yang mengandung poliakrilat. GIC pertama kali pada tahun 1972 oleh Wilson dan Kent, dengan memformulasikan sifat bahan yang memiliki sifat translusen, pelepasan flour dari silikat, biokompabilitas, dan perekat polikarbosilat (Noort 2002; Kondo dkk. 2017). Yang menghasilkan susunan semen dari ion-lechabale fluoaluminosiliate glass yang terkandung pada larutan asam poliakrilat (Nisha dkk. 2011).

Karena sifat biokompabilitasnya, GIC sering digunakan untuk bahan restoratif, selain itu juga GIC memiliki pelepasan flour sebagai preventif kasus karies, memiliki sifat translusensi, mencegah pertumbuhan mikroba, serta memiliki daya larut yang rendah (Francois dkk. 2020). GIC memiliki kekurangan dalam ketahanan terhadap tekanan, dan memiliki struktur molekul yang relatif rapuh dengan kelenturannya hanya berkisar 15-20 Mpa (Nicholson 2018).



Gambar 2. 11 Reaksi Kimia Glass Ionomer Cement

2.3.1 Manipulasi dan Tipe Glass Ionomer Cement

Tata cara penggunaan GIC melibatkan pencampuran bubuk kaca dan *liquid* (asam ionomer), yang diaplikasikan dengan cara mencampur bubuk kaca dan *liquid* (asam ionomer) hingga mencapai keadaan homogen (Kampanas dan Antoniadou 2018). Pada pencampurannya umumnya digunakan teknik melipat dan dicampurkan diatas *paperpad*, selama 5-15 menit hingga mencapai keadaan homogen (Ge dkk. 2024). Pada proses *setting* nya melibatkan ikatan asam-basa dari bubuk dan *liquid*, bubuknya yang terbuat dari kaca fluoroaluminosilikat dan *liquid* nya terbuat dari asam poliakrilat yang tercampur dengan air (Sutjiati 2012). Asam poliakrilat dipolimerisasi oleh asam karboksilat, maleat, tartrat, dan asam itakonat yang ditunjukkan untuk mengatur viskositas dan menstabilkan cairan (Nicholson 2018).

Berdasarkan aplikasinya GIC dibagi menjadi sembilan jenis, sebagai berikut:

1. Tipe I. Digunakan sebagai *luting agent*, pada sementasi mahkota dan jembatan.
2. Tipe II. Digunakan sebagai bahan *restorative*, pada restorasi estetik.

3. Tipe III. Digunakan sebagai *liners* dan *bases*, pada saat *pulp capping*.
4. Tipe IV. Digunakan pada pit dan *fissure*, pada perawatan *fissure sealants*.
5. Tipe V. digunakan pada pemasangan breket ortodonti.
6. Tipe VI. Digunakan untuk penumpukan inti pada kasus mutilasi parah.
7. Tipe VII. Digunakan saat remineralisasi gigi, dengan cara pelepasan melalui *light-cured GIC*.
8. Tipe VIII. Digunakan pada saat perawatan ART (*atraumatic restorative treatment*)
9. Tipe IX. Digunakan pada kasus restorasi *pediatric* dan *geriatric*.

2.3.2 Mekanisme Pengaplikasian Glass Ionomer Cement

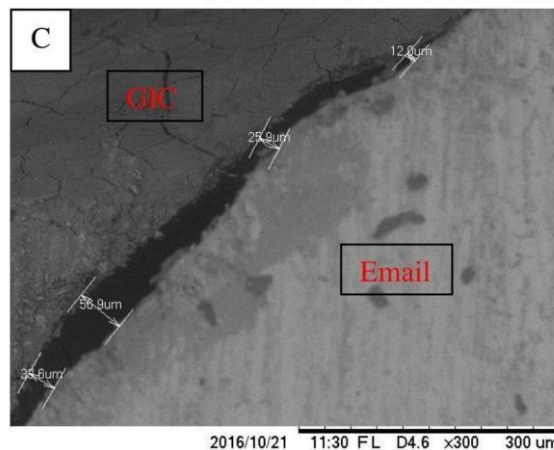
Reaksi *setting* GIC terdiri dari tiga fase yang terdiri dari pelepasan ion, fase *hydrogel*, dan fase polysalt gel (Kinasih dkk. 2018). Pelepasan ion merupakan fase *mixing* atau pencampuran antara bubuk dan *liquid*, gel silika terbentuk akibat rangsangan dari asam poliakrilat sehingga dapat melepaskan ion yang terdapat pada bubuk (Meizarini dan Irmawati 2005). Fase *hydrogel*, pada saat fase ini akan terdapat ikatan crosslink antara ion kation dengan ion anion pelarut asam polimer, fase ini terjadi selama 5-10 menit pada saat *mixing* atau pencampuran (Meizarini dan Irmawati 2005). Fase polysalt gel, merupakan fase dimana GIC sudah mulai *setting* atau mengeras disebut juga fase final *setting* (Septishelya dkk. 2016).

Tabel 2. 2 Waktu Manipulasi GIC

1. <i>Mixing time</i>	30 detik
2. <i>Working time</i>	3 menit 15 detik
3. <i>Setting time</i>	20 detik

2.3.3 Mekanisme Adhesi

Perlekatan GIC terjadi pada enamel dan dentin tanpa melibatkan penyusutan, memiliki biokompabilitas dengan struktur gigi, jaringan periodonsium, dan pulpa, selain itu juga memiliki koefisien termal yang sama dengan jaringan dan struktur gigi. Dengan metode sem kita dapat melihat perlekatan GIC dengan struktur enamel gigi (Ewoldsen dan Demke 2001; Fatmawati dkk. 2003).



Gambar 2. 12 Ikatan GIC Terhadap Enamel Setelah Aplikasi 24 Jam Dengan Metode

SEM

(Sundari dkk. 2018)

Mekanisme perlekatan GIC adalah terjadinya ikatan hidrogen dikarenakan interaksi polar antara struktur GIC yang baru diaplikasikan dengan struktur gigi. Ikatan hidrogen kemudian berubah menjadi ikatan ion (Indriani dkk. 2024). Ikatan ion yang terlibat diantaranya karboksil (COO^-) asam yang yang didapatkan dari bahan GIC dengan kalsium (Ca^{2+}) pada jaringan enamel dan dentin. Kemudian ion fosfat yang bermuatan negatif (PO_4^{3-}) dan kalsium yang bermuatan positif bermigrasi dari ikatan hidroksiapatit kemudian masuk kedalam hasil campuran, yang kemudian menghasilkan lapisan antara struktur gigi dan GIC (Sungkar dkk. 2007; Wardani dkk. 2018).

Pada pemasangan breket ortodonti GIC yang digunakan adalah GIC tipe v, digunakan karena GIC tipe v memiliki ikatan lebih tinggi dengan enamel gigi. Namun pada saat pengaplikasiannya dibutuhkan teknik yang sesuai, resistensinya bagus terutama pada sementasi *band*. Selain itu juga GIC tipe v juga memiliki sifat remineralisasi, hal ini menjadi alasan mengapa GIC tipe v banyak digunakan (Sutjiati 2012).

2.4 Saliva

Saliva merupakan cairan organik yang terdapat didalam rongga mulut, yang disekresikan atau dihasilkan oleh kelenjar saliva. Keberadaan saliva dirongga mulut memiliki peran penting diantaranya, menghidrasi mukosa yang terdapat dirongga mulut, membantu proses penelanan, dan mempertahankan integrasi gigi dan lidah (Mandel 1987). Selain itu saliva juga berperan dalam menjaga kesehatan gigi, menjaga pH rongga mulut dan membantu mencegah akumulasi plak atau *calculus*. Pada orang dewasa sekresi saliva berkisar antara 0,3-0,4 ml/menit (Proctor 2015). Turunnya sekresi saliva akan meningkatkan keasaman pada rongga mulut, sehingga meningkatkan faktor resiko terjadinya karies (Antonio dkk. 2012). Jika pH saliva meningkat terlalu tinggi akan dapat meningkatkan faktor resiko *calculus* atau yang sering disebut dengan karang gigi. Secara mekanis saliva memiliki fungsi sebagai *buffer* dan mengurangi akumulasi plak (Manjunathan dkk. 2024).

2.4.1 Komponen Saliva

Produksi saliva sangat dipengaruhi oleh kondisi patologis seseorang, umumnya saliva tersusun atas 99,5% air dan 0,5% natrium dan zat organik dan anorganik (Mandel 1987). Saliva dapat dihasilkan oleh kelenjar saliva, secara

anatomis kelenjar saliva terbagi menjadi mayor dan minor (Antonio dkk. 2012; Norton dkk. 2012). Kelenjar mayor terbagi atas *parotis*, *submandibularis*, dan *sublingualis* (Sainudeen dan Asmi 2021). Kelenjar minor biasanya hanya dapat dilihat dengan menggunakan pencitraan mikroskopis, kelenjar minor meliputi kelenjar bukal, labial, lingual, dan palatinal (Sainudeen dan Asmi 2021).

Tabel 2. 3 Senyawa Anorganik pada Saliva (Antonio dkk. 2012; Norton dkk. 2012; Riskayanti dkk. 2014).

a. Na^+ dan K^+	Kandungan utama yang terdapat didalam saliva, berfungsi disalam proses bioelektro.
b. Cl^-	Berfungsi sebagai aktivator dari enzim amilase
c. Ca^+	Sebagai agent dalam meremineralisasi enamel dan materi penyusun plak.
d. CNS^-	Sebagai antibakteri.
e. Bikarbonat	Ion <i>buffer</i> dan pengatur pH oral
f. Fosfat	Remineralisasi dan struktur penyusun plak, sebagai pengatur pH oral.

UNMAS DENPASAR

Tabel 2. 4 Senyawa Organik pada Saliva (Antonio dkk. 2012; Norton dkk. 2012; Riskayanti dkk. 2014).

a. Amilase	Mengubah Pati menjadi karbohidrat.
b. Protein kaya Prolin	Menghambat kristalisasi.
c. Immunoglobulin	Sebagai pelindung mukosa oral
d. Gustin	Berperan dalam pengecap.

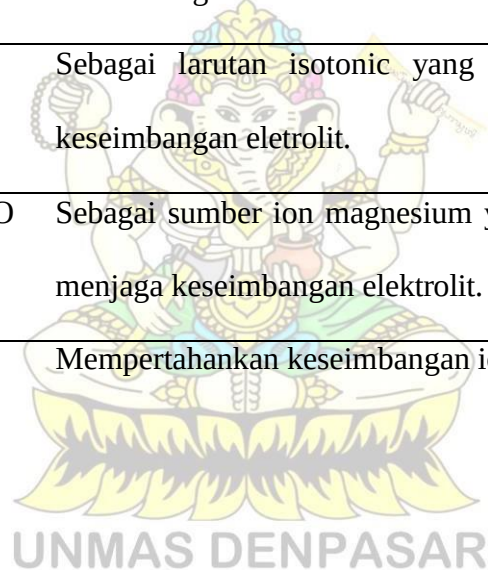
Tingkatan asam basa pada saliva memiliki peran dalam mulut sebagai kontrol pH yang alami. Penurunan pH saliva yang signifikan dapat menyebabkan demineralisasi enamel gigi, sedangkan kenaikan yang signifikan dapat menimbulkan akumulasi plak dan membentuk kolonisasi mikroba (Fitriyani dkk. 2014). Dalam keadaan normal pH saliva berada di rentang 6,5-7,5 (netral).

2.4.2 Saliva Buatan

Saliva buatan merupakan sediaan yang dibuat untuk membantu dalam penelitian yang bersifat invitro, dan komposisi nya harus disesuaikan dengan kebutuhan objek penelitian. Hal ini dikarenakan adanya respon antara material cairan yang digunakan, hal ini juga merupakan sesuatu yang sangat penting bagi seorang peneliti. Dan juga saat ini banyak perkembangan bahan bahan terkait komposisi saliva buatan, dikarenakan banyaknya variable yang dapat mempengaruhi efektifitas saliva buatan (Gani dkk. 2013). Hal ini juga dikhususkan untuk menjaga kualitas dari penelitian yang melibatkan penggunaan saliva buatan. Dalam penelitian ini peneliti akan menggunakan formulasi McDougall, yang mengacu pada proses

pembuatan sediaan yang mensimulasikan komponen-komponen yang terdapat pada saliva manusia. Formulasi ini sering digunakan untuk keperluan penelitian dan eksperimental *in vitro*. Tabel 2. 5 Formulasi Saliva Buatan McDougall (Suningsih dkk. 2017).

1. NaHCO_3	Senyawa basa yang digunakan untuk menstabilkan keasaman atau pH.
2. Na_2HPO_4	Menjaga kestabilan pH.
3. KCL	Berfungsi sebagai elektrolit yang membantu menjaga keseimbangan ion.
4. NaCL	Sebagai larutan isotonic yang membantu menjaga keseimbangan elektrolit.
5. $\text{MgSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$	Sebagai sumber ion magnesium yang berfungsi untuk menjaga keseimbangan elektrolit.
6. CaCl_2	Mempertahankan keseimbangan ionik.



BAB III

KERANGKA BERPIKIR, KONSEP, dan HIPOTESIS

3.1 Kerangka Berpikir

Peranti ortodonti merupakan sebuah alat yang dikhususkan untuk mengoreksi suatu keadaan maloklusi yang dapat terjadi pada pasien, dalam penanganan kasus maloklusi dibagi menjadi tiga angel diantaranya: angel *Neutroklusi* atau maloklusi I, *Distoklusi* atau maloklusi II, *Mesioklusi* atau maloklusi III (Mitchell dkk. 2013). Untuk upaya mengoreksi keadaan maloklusi, maka diperlukan peranti atau alat ortodonti. Dalam perawatan ortodonti terdapat dua jenis alat yang dapat digunakan, alat lepasan yang dapat dilepas pasang oleh pasien sendiri, dan alat cekat yang disementasi pada permukaan gigi oleh dokter gigi (Ardhana 2013).

Dalam pemasangan alat cekat akan diperlukan bahan sementasi yang sesuai dengan keadaan gigi pasien serta rencana perawatan, bahan yang sering digunakan adalah resin komposit dan GIC (Ewoldsen dan Demke 2001). Lepasnya sementasi merupakan hal yang sering ditemui oleh dokter gigi, hal ini tidak hanya merugikan pasien namun juga dokter gigi. Hal ini dapat terjadi karena beberapa hal diantaranya: gaya yang dihasilkan oleh pergerakan gigi yang besar, dan kekurangan dari setiap bahan sementasi. Untuk mencegah terlepasnya breket pada pergerakan gigi *bodily* maka akan dilaksanakan uji daya perlekatan sementasi resin komposit dan *glass ionomer cement*.