

SKRIPSI

ANALISIS PENGARUH UKURAN BUTIR SERBUK CANGKANG KERANG DARAH DAN TITANIUM DIOKSIDA TERHADAP SIFAT MEKANIK GIGI TIRUAN BERBASIS RESIN AKRILIK

**Disusun dan Diajukan oleh :
RIDWANSYAH BURHANUDDIN
D021191036**



**PROGRAM STUDI SARJANA TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS HASANUDDIN
GOWA
2023**

LEMBAR PENGESAHAN SKRIPSI**ANALISIS PENGARUH UKURAN BUTIR SERBUK CANGKANG
KERANG DARAH DAN TITANIUM DIOKSIDA TERHADAP
SIFAT MEKANIK GIGI TIRUAN BERBASIS RESIN AKRILIK**

Disusun dan diajukan oleh

Ridwansyah Burhanuddin
D021 19 1036

Telah dipertahankan dihadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka
Penyelesaian Studi Program Sarjana Program Studi Teknik Mesin
Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin
Pada tanggal 28 November 2023
dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

Menyetujui,

Pembimbing Utama,

Pembimbing Pendamping,

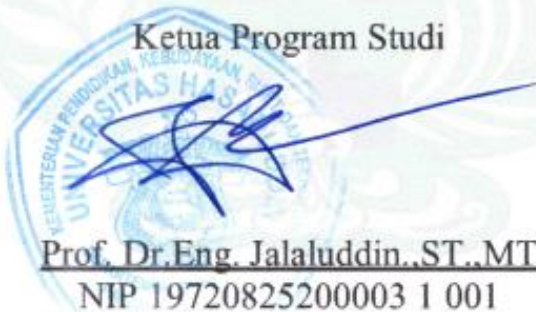
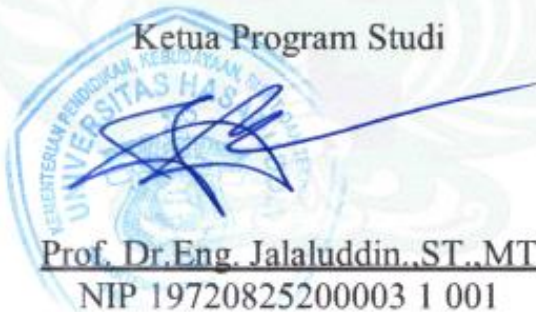


Dr. Muhammad Syahid.,ST.,M.T
NIP 19770707 200501 1 001



Dr. Eng. Lukmanul Hakim Arma,ST.,M.T
NIP 19740415 199903 1 001

Ketua Program Studi



Prof. Dr.Eng. Jalaluddin.,ST.,MT
NIP 19720825200003 1 001

PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan dibawah ini;

Nama : Ridwansyah Burhanuddin
NIM : D021191036
Program Studi : Teknik Mesin
Jenjang : S1

Menyatakan dengan ini bahwa karya tulisan saya berjudul

{Analisis Pengaruh Ukuran Butir Serbuk Cangkang Kerang Darah dan Titanium Dioksida Terhadap Sifat Mekanik Gigi Tiruan Berbasis Resin Akrilik}

Adalah karya tulisan saya sendiri dan bukan merupakan pengambilan alihan tulisan orang lain dan bahwa skripsi yang saya tulis ini benar-benar merupakan hasil karya saya sendiri.

Semua informasi yang ditulis dalam skripsi yang berasal dari penulis lain telah diberi penghargaan, yakni dengan mengutip sumber dan tahun penerbitannya. Oleh karena itu semua tulisan dalam skripsi ini sepenuhnya menjadi tanggung jawab penulis. Apabila ada pihak manapun yang merasa ada kesamaan judul dan atau hasil temuan dalam skripsi ini, maka penulis siap untuk diklarifikasi dan mempertanggungjawabkan segala resiko.

Segala data dan informasi yang diperoleh selama proses pembuatan skripsi, yang akan dipublikasi oleh Penulis di masa depan harus mendapat persetujuan dari Dosen Pembimbing.

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

Gowa, 28 November 2023

Yang Menyatakan


Ridwansyah Burhanuddin

ABSTRAK

RIDWANSYAH BURHANUDDIN. Analisis Pengaruh Ukuran Butir Serbuk Cangkang Kerang Darah Dan Titanium Dioksida Terhadap Sifat Mekanik Gigi Tiruan Berbasis Resin Akrilik (dibimbing oleh Muhammad Syahid dan Lukmanul Hakim Arma)

Penelitian ini menganalisis sifat mekanik gigi tiruan berbasis resin akrilik (PMMA) dengan penguat bubuk cangkang kerang darah dan TiO_2 variasi ukuran butir penguat mesh 200, mesh 300, dan mesh 400 dengan proses preparasi berupa kalsinasi cangkang kerang darah dan silanisasi TiO_2 . Tujuan dari penelitian ini untuk mengetahui sifat mekanik dan struktur mikro. Pencetakan spesimen uji dilakukan dengan metode kompaksi pada gigi tiruan berbasis resin akrilik (65%) bubuk cangkang kerang darah dan TiO_2 (35%), dimana preparasi pada bubuk cangkang kerang darah dengan metode kalsinasi *hidrotermal* menggunakan *furnace* pada temperatur 1000°C , *heating time* 30 menit, dan *holding time* 6 jam. Adapun preparasi pada TiO_2 menggunakan *silane coupling agent* yang melewati berbagai proses seperti pencampuran TiO_2 dengan etanol menggunakan *magnetic stirrer*, penguapan dengan *rotary evaporator*, *vacuum buchneer* sebagai pemisah larutan, kemudian TiO_2 dimasukkan pada tungku selama 20 jam dengan temperatur 60°C . Hasil pengujian kekerasan *vickers* sebelum adanya penguat bubuk cangkang kerang darah maupun TiO_2 yaitu sebesar 5.30 HV. Sedangkan pada penguat bubuk cangkang kerang darah kekerasan tertinggi pada mesh 400 sebesar 6.60 HV. Adapun pada penguat TiO_2 kekerasan tertinggi dengan komposisi penguat yang sama sebesar 9.90 HV pada mesh 400. Pada pengujian tekan hasil yang didapat pada spesimen tanpa penguat sebesar 11.86 MPa. Adapun nilai uji tekan dengan penguat bubuk cangkang kerang darah tertinggi yaitu sebesar 18.19 MPa pada mesh 400. Pada penguat TiO_2 memiliki nilai tertinggi 13.01 MPa pada mesh 400. Terlihat pada struktur mikro bahwa dengan penguat TiO_2 mesh 200 mengalami persebaran *filler* yang cukup merata untuk mengisi antar partikel PMMA.

Kata Kunci: Resin Akrilik (PMMA), Anadara Granosa, Titanium Dioksida (TiO_2)

ABSTRACT

RIDWANSYAH BURHANUDDIN. *Analysis of the Effect of Grain Size of Anadara Granosa Shell Powder and Titanium Dioxide on the Mechanical Properties of Acrylic Resin Based Dentures (supervised by Muhammad Syahid and Lukmanul Hakim Arma)*

This research analyzes the mechanical properties of acrylic resin (PMMA) based dentures reinforced with *anadara granosa* shell powder and TiO_2 with varying grain sizes of filler are mesh 200, mesh 300 and mesh 400 reinforcement with a preparation process in the form of *anadara granosa* shell calcination and TiO_2 silanization. The aim of this research is to determine the mechanical properties and microstructure. Printing of test specimens was carried out using the compaction method on dentures based on acrylic resin (65%) *anadara granosa* shell powder and TiO_2 (35%), preparation of *anadara granosa* shell powder using the hydrothermal calcination method using a furnace at a temperature of 1000°C , heating time 30 minutes, and holding time 6 hours. The preparation of TiO_2 uses a silane coupling agent which goes through various processes such as mixing TiO_2 with ethanol using a magnetic stirrer, evaporation using a rotary evaporator, vacuum buchneer as a solution separator, then TiO_2 is placed in a furnace for 20 hours at a temperature of 60°C . The vickers hardness test results before the reinforcement of *anadara granosa* shell powder and TiO_2 were 5.30 HV. Meanwhile, for *anadara granosa* shell powder reinforcement, the highest hardness at mesh 400 was 6.60 HV. As for the TiO_2 reinforcement, the highest hardness with the same reinforcement composition was 9.90 HV on mesh 400. In the compression test the results obtained on specimens without reinforcement were 11.86 MPa. The highest compression test value with *anadara granosa* shell powder reinforcement was 18.19 MPa on mesh 400. The TiO_2 reinforcement had the highest value of 13.01 MPa on mesh 400. It can be seen from the microstructure that with TiO_2 mesh 200 reinforcement there was a fairly even distribution of filler to fill the gaps of PMMA particles.

Keywords: Acrylic Resin (PMMA), Anadara Granosa, Titanium Dioxide (TiO_2)

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN SKRIPSI.....	ii
PERNYATAAN KEASLIAN	iii
ABSTRAK.....	iv
ABSTRACT.....	v
DAFTAR ISI.....	viii
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR TABEL.....	xii
DAFTAR SINGKATAN DAN ARTI SIMBOL	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xv
KATA PENGANTAR	xvi
BAB I.....	1
PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Tujuan Penelitian	4
1.4 Batasan Masalah	4
1.5 Manfaat Penelitian	5
BAB II	6
TINJAUAN PUSTAKA.....	6
2.1 Gigi Asli Manusia	6
2.1.1 Struktur Gigi Asli Manusia	6
2.1.2 Pengujian Kekerasan, Uji Tekan, dan Pengujian Struktur Mikro pada Gigi Asli Manusia	11
2.2 Material Gigi Tiruan	14
2.2.1 Material Gigi Tiruan Berbasis Logam	15
2.2.2 Material Gigi Tiruan Berbasis Polimer.....	18
2.3 Pengujian Mekanis	30
2.3.1 Pengujian Kekerasan	30
2.3.2 Pengujian Tekan.....	31
2.4 Preparasi <i>Filler</i> Gigi Tiruan	33
2.4.1 Proses Kalsinasi Bubuk Cangkang Kerang Darah	33

2.4.2 Proses Silanisasi Titanium Dioksida	35
BAB III	39
METODOLOGI PENELITIAN	39
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian	39
3.2 Objek Penelitian	39
3.2.1 Alat Penelitian	39
3.2.2 Bahan Penelitian	51
3.2.3 Prosedur Penelitian	55
3.3 Flowchart Penelitian	58
.....	58
BAB IV	59
HASIL DAN PEMBAHASAN	59
4.1 Bahan Gigi Tiruan Hasil Cetakan	59
4.2 Hasil Pengujian Kekerasan (<i>Hardness Vickers Test</i>)	60
4.3 Hasil Pengujian Tekan (<i>Compressive Test</i>)	63
4.3.1 Hasil Pengujian Densitas	66
4.4 Hasil Pengamatan Struktur Mikro	70
BAB V	72
PENUTUP	72
5.1 Kesimpulan	72
5.2 Saran	73
DAFTAR PUSTAKA	74

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1 Anatomi gigi.....	6
Gambar 2 Struktur mikro gigi manusia, a)enamel b)dentin c)cementum.....	7
Gambar 3 Mahkota gigi.....	8
Gambar 4 Leher gigi.....	8
Gambar 5 Akar gigi.....	9
Gambar 6 Kurva tegangan regangan enamel, dentin, spesimen ED.....	13
Gambar 7 SEM jaringan keras gigi pembesaran 500x.....	14
Gambar 8 Struktur mikro titanium.....	16
Gambar 9 SEM batang ZR65 Al7.5 Ni10 Cu17.5 BMG.....	18
Gambar 10 SEM <i>pure resin acrylic</i>	20
Gambar 11 Klasifikasi polimer basis gigi tiruan berdasar aktivasi polimerisasi.....	21
Gambar 12 Gigi tiruan resin akrilik.....	22
Gambar 13 SEM <i>film TiO₂</i>	23
Gambar 14 Cangkang kerang darah.....	26
Gambar 15 Penampang melintang cangkang dan mantel kerang.....	28
Gambar 16 Contoh grafik hasil pengujian kompresi.....	32
Gambar 17 Cangkang kerang darah.....	34
Gambar 18 Mikrostruktur cangkang kerang darah mesh 400.....	35
Gambar 19 Struktur ikatan <i>silane</i>	36
Gambar 20 Mikrostruktur titanium dioksida mesh 400.....	38
Gambar 21 <i>Furnace electric</i>	39
Gambar 22 <i>Hardness vickers test</i>	40
Gambar 23 <i>Microscope optic</i>	40
Gambar 24 <i>Universal tensile test</i> 5 kN.....	41
Gambar 25 <i>Blender</i>	41
Gambar 26 <i>Centrifuge electric</i>	42
Gambar 27 <i>Magnetic stirer</i>	42
Gambar 28 <i>Rotary Evaporator</i>	43

Gambar 29 <i>Vacuum buchneer</i>	43
Gambar 30 <i>Chrucible</i>	44
Gambar 31 Mortar medis.....	44
Gambar 32 <i>Mesh fiber</i>	45
Gambar 33 Cawan.....	45
Gambar 34 Timbangan.....	46
Gambar 35 Gelas ukur.....	46
Gambar 36 <i>Syringe</i>	47
Gambar 37 Saringan kertas.....	47
Gambar 38 Cetakan logam.....	48
Gambar 39 Panci.....	48
Gambar 40 Mesin press.....	49
Gambar 41 <i>Handscoon</i>	49
Gambar 42 Kompor gas <i>portable</i>	50
Gambar 43 <i>Infrared thermogun</i>	50
Gambar 44 <i>PMMA heat cure</i>	51
Gambar 45 Titanium dioksida.....	51
Gambar 46 Cangkang kerang darah.....	52
Gambar 47 <i>Monomer PMMA liquid</i>	52
Gambar 48 <i>Silane coupling agent</i>	53
Gambar 49 Etanol murni.....	53
Gambar 50 Amonium dihidrogen fosfat.....	54
Gambar 51 Aquades.....	54
Gambar 52 Vaseline.....	55
Gambar 53 <i>Flowchart</i> penelitian.....	58
Gambar 54 Spesimen pengamatan struktur mikro, kekerasan, dan uji tekan.....	59
Gambar 55 Grafik hasil pengujian kekerasan.....	61
Gambar 56 Grafik hasil pengujian tekan.....	65
Gambar 57 Grafik hasil pengujian densitas.....	68
Gambar 58 Struktur mikro spesimen penelitian.....	70

DAFTAR TABEL

Tabel 1 Kekerasan <i>vickers</i> dan jaringan keras gigi (HV).....	12
Tabel 2 Nilai rata – rata dan simpangan baku sifat mekanik jaringan keras gigi dari uji kompresi.....	12
Tabel 3 <i>Mechanical properties of titanium</i>	16
Tabel 4 Komposisi bahan resin akrilik teraktivasi panas.....	19
Tabel 5 Komposisi kimia serbuk cangkang kerang darah.....	27
Tabel 6 Nilai kekerasan cangkang kerang darah.....	29
Tabel 7 Hasil pengujian kekerasan.....	60
Tabel 8 Hasil pengujian tekan.....	64
Tabel 9 Hasil dan dimensi pengujian densitas.....	67

DAFTAR SINGKATAN DAN ARTI SIMBOL

Lambang atau Singkatan	Arti dan Keterangan
TiO ₂	Titanium Dioksida
PMMA	Polymetiletacrylate
HA	Hidroksiapatite
CA ₁₀ (PO ₄) ₆ (OH) ₂	Hidroksiapatite
mm	Milimeter
NHT	<i>Nano Hardness</i>
TLM	<i>Transmit Light Microscope</i>
HV	<i>Hardness Vickers</i>
N	Newton
MPa	Mega Pascal
E	Modulus Elastisitas
ED	Email-Dentin
SEM	<i>Scanning Electron Microscope</i>
cm	<i>Centimeter</i>
pH	<i>Potential Hidrogen</i>
°C	Derajat Celcius
ASTM	<i>American Society for Testing and Material</i>
ISO	<i>Internasional Organization Standard</i>
CpTi	Titanium Murni Komersial
Zr	Zirconium
Al	Aluminium
Ni	Nickel
Cu	Copper
Mg	Magnesium
Na	Natrium
P	Phospor
K	Kalium
Fe	Iron
B	Boron
Zn	Zinc
Si	Silicon
CaCO ₃	<i>Calcium Carbonate</i>
d	Diagonal
P	Tekanan
Ø	Sudut
Kg	Kilogram
kN	Kilo Newton
g	Gram
HACK	Sintesis Hidroksiapatite
F	Gaya

A	Luas Penampang
mm ²	Milimeter Persegi
N	Newton
IUPAC	<i>Internasional Union of Pure And Applied Chemistry</i>
C ₅ H ₁₂	Metil metakrilat
FeTiO ₃	Ilmenit

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1	Tabel grafik pengujian tekan.....	68
Lampiran 2	Dokumentasi kegiatan.....	81

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadirat Allah SWT atas rahmat-Nya lah sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan judul **“ANALISIS PENGARUH UKURAN BUTIR SERBUK CANGKANG KERANG DARAH DAN TITANIUM DIOKSIDA TERHADAP SIFAT MEKANIK GIGI TIRUAN BERBASIS RESIN AKRILIK”** yang mana merupakan salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Teknik (S.T) bagi mahasiswa Program S1 di Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Hasanuddin. Selama Proses pengerjaan skripsi ini penulis menerima begitu banyak bantuan dari berbagai pihak. Untuk itu penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada:

1. Kedua orang tua tercinta, ayahanda Ir. Burhanuddin dan ibunda Haslinda, juga kepada saudari Nurfadillah S.S yang selalu mendukung baik dengan materil juga dengan doa dan semangat.
2. Bapak Dr. Muhammad Syahid, ST., MT selaku Dosen Pembimbing I dan Bapak Dr. Eng Lukmanul Hakim Arma, ST., MT selaku Dosen Pembimbing II yang telah banyak membantu baik dalam penulisan maupun pemikiran pada skripsi ini.
3. Bapak Prof. Dr. Eng. Jalaluddin, ST., MT dan kepada Bapak Dr. Muhammad Syahid, ST., MT selaku Ketua Departemen dan Sekertaris Departemen Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin beserta staff dalam membantu administrasi dalam pengurusan tugas akhir ini.
4. Yth. seluruh Bapak/Ibu Dosen Departemen Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin yang telah membimbing dan membagikan ilmu kepada penulis.

5. Pak Rudi, ST., MT yang membantu penulis dalam pengambilan data penelitian dan konsultasi langsung jika terdapat masalah di dalam Laboratorium Pengecoran saat penelitian berlangsung.
6. Kak Nurul Annisa Aulia, ST yang membantu penulis dalam menjalani proses pengambilan data penelitian dari awal sampai selesai.
7. Teman – teman Teknik Mesin 2019 (Bruzhlezz'19) seperjuangan kader dari mahasiswa baru hingga menjadi mahasiswa tingkat akhir, dimana telah memberi bantuan dan semangat dalam menyelesaikan tugas akhir penulis.
8. Teman – teman asisten dan mahasiswa S2 di laboratorium pengecoran logam, metalurgi fisik, dan getaran mekanik yang telah banyak membantu dan mendukung penulis dalam penelitian ini.
9. Serta semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu per satu yang telah banyak membantu penulis dalam menyelesaikan tugas akhir ini.

Penulis menyadari bahwa dalam penulisan tugas akhir ini masih jauh dari kesempurnaan walaupun telah menerima bantuan dari berbagai pihak, apabila terdapat kesalahan baik dalam penulisan maupun dalam pengambilan data sepenuhnya adalah tanggung jawab penulis. Karena itu, penulis memohon saran dan kritikan yang sifatnya membangun demi menyempurnakan skripsi ini.

Gowa, 28 November 2023

Penulis

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penggunaan gigi manusia dalam sebuah pendidikan kedokteran gigi merupakan hal yang seringkali menjadi pembahasan terkait aspek etika dalam eksperimen yang melibatkan manusia. Hal tersebut diperoleh dari adanya sebuah fakta berupa penggunaan gigi manusia untuk prosedur restoratif, alat-alat prostetik, dan juga praktikum mahasiswa preklinik pendidikan kedokteran gigi. Gigi yang digunakan oleh sebagian institusi pendidikan tidak memiliki asal usul yang jelas. Sebagian mahasiswa tidak menerima panduan mengenai implikasi etik dan legalitas dari proses pengumpulan gigi tersebut sehingga pengumpulan gigi dilakukan dengan cara yang tidak mengindahkan aspek etika dan legal. Untuk mendapatkan gigi tersebut biasanya mahasiswa pendidikan kedokteran gigi membeli dari pemakaman, klinik dokter gigi bahkan dari sesama rekan pendidikan kedokteran gigi. Selain dari itu, gigi asli sangat sulit didapatkan untuk saat ini dalam kepentingan praktikum mahasiswa preklinik pendidikan kedokteran gigi. Maka dari itu, seiring meningkatnya kebutuhan gigi untuk praktikum preklinik maka dikembangkan gigi tiruan yang memiliki morfologi dan sifat yang mirip dengan gigi asli.

Bahan *implant* yang paling sering digunakan pada saat ini adalah titanium. Sebagai hasil dari sebuah studi ekstensif branemark, titanium menjadi sebuah standar emas dalam kedokteran gigi implan. Revolusi besar di bidang bahan keramik dengan penggunaan titanium dioksida dan juga bahan lainnya telah membuka cara baru yang menantang dalam implantologi elemen untuk mengubah sifat-sifatnya, terutama untuk meningkatkan kekuatan, kinerja temperatur tinggi, ketahanan mulur, serta respon terhadap perlakuan panas penuaan.

Pada saat ini resin akrilik merupakan bahan utama untuk pembuatan gigi tiruan. Untuk itu diperlukan usaha mencari alternatif bahan pengganti yang mempunyai biokompatibilitas baik terhadap tubuh manusia. Pada tahun 1906, Greenfield

memperkenalkan prototipe pertama dari implan silinder berongga yang digunakan saat ini, terbuat dari paduan platinum iridium. Sementara itu, Mueller menempatkan implan pertama yang terbuat dari paduan platinum iridium ke dalam mulut. Resin akrilik merupakan salah satu bahan yang paling banyak digunakan sejak pertengahan tahun 1940-an sebagai bahan pembuatan gigi tiruan. Resin akrilik terdiri dari gabungan molekul-molekul *metil metakrilat multiple* yang membentuk plastik lentur. Poli (metil-metakrilat) murni adalah tidak berwarna, transparan, dan padat. Sifat-sifat fisik resin akrilik telah terbukti sesuai untuk aplikasi dalam kedokteran gigi terutama pada bidang prostodonsia. Pembuatan basis gigi tiruan dengan menggunakan resin akrilik tergolong mudah dalam pengerjaannya sehingga menjadi salah satu keuntungan dari bahan resin akrilik. Manipulasi adalah suatu bentuk tindakan atau proses rekayasa terhadap sesuatu dengan menambah ataupun mengurangi *variable* yang berkaitan guna mencapai sifat fisik maupun mekanik yang dikehendaki. Sebelum diaplikasikan pada pasien, resin akrilik harus diolah dan dimanipulasi sedemikian rupa sehingga memenuhi kriteria pengaplikasian klinis yang baik. Secara umum, ada beberapa hal yang harus diperhatikan dalam manipulasi resin akrilik.

TiO₂ baru-baru ini menjadi terkenal karena memiliki beberapa keuntungan diantaranya yaitu stabilitasnya yang tinggi, efek katalitik, ketersediaan warna putih, efisiensi, dan biaya rendah. TiO₂ ini sendiri juga tidak beracun, memiliki indeks bias, dan ketahanan korosi yang tinggi serta kekerasan tinggi dan aktivitas antimikroba di bawah spektrum konfigurasi yang luas (Song R, 2011). Dengan berbagai keunggulan yang terdapat pada titanium dioksida ini penulis tertarik untuk meneliti pengaruh dari variasi ukuran serbuk cangkang kerang darah dan titanium dioksida (TiO₂) pada sifat fisik dan mekanik. Seperti penelitian yang telah dilakukan oleh Ahmed et al., (2016) yang membuktikan bahwasanya penambahan bahan nanopartikel titanium dioksida dengan konsentrasi 1% dan 5% dapat meningkatkan kekerasan dan kekuatan dari *polymethyl methacrylate* (PMMA).

Komponen utama dari gigi adalah hidroksiapatit yang juga dimiliki oleh tulang, gigi binatang, cangkang telur, kerang, dan sebagainya. Bahan tersebut tersedia

melimpah di Indonesia, namun belum termanfaatkan dengan baik. Salah satu yang cukup berpotensi adalah cangkang kerang darah. *Hydroxyapatite* (HA) adalah suatu kalsium fosfat yang mengandung *hydroxide* dengan formula kimia $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ yang banyak digunakan dalam bidang kedokteran dan kedokteran gigi sebagai tulang buatan dan akar gigi tiruan. Joko Martoyo (1981) telah melaporkan hasil inventarisasi daerah potensial budidaya kerang laut di Indonesia. menghasilkan kerang darah 267.7 ton per tahun. Hal ini tentunya akan menimbulkan masalah lingkungan akibat limbah cangkang kerang yang tidak termanfaatkan. Oleh sebab itu pengolahan limbah kerang menjadi *hydroxyapatite* (HA) sangat menjanjikan dengan bahan baku cangkang kerang yang melimpah sehingga memanfaatkan cangkang kerang sebagai bahan dasar pembuatan serbuk HA. Serbuk HA yang diperoleh dari cangkang kerang digunakan sebagai pencampur bahan gigi tiruan impor. Hal tersebut berakibat didapakkannya substitusi bahan impor dengan serbuk HA dari cangkang kerang dengan material substitusi baru. Maka dari itu ketergantungan bahan impor bisa dikurangi.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, beberapa permasalahan yang muncul dapat dirumuskan sebagai berikut :

1. Bagaimana pengaruh ukuran serbuk cangkang kerang darah dan titanium dioksida terhadap kekerasan gigi tiruan berbasis komposit resin akrilik dengan penguat TiO_2 35% dan cangkang kerang darah 35%.
2. Bagaimana pengaruh ukuran serbuk cangkang kerang darah dan titanium dioksida terhadap kekuatan tekan gigi tiruan berbasis komposit resin akrilik dengan penguat TiO_2 35% dan cangkang kerang darah 35%.
3. Bagaimana pengaruh ukuran serbuk cangkang kerang darah dan titanium dioksida terhadap pengamatan struktur mikro gigi tiruan berbasis komposit resin akrilik dengan penguat TiO_2 35% dan cangkang kerang darah 35%.

1.3 Tujuan Penelitian

Berdasarkan latar belakang di atas, diperoleh beberapa tujuan dari penelitian, yakni :

1. Untuk mengetahui pengaruh ukuran serbuk cangkang kerang darah dan titanium dioksida terhadap kekerasan gigi tiruan berbasis komposit resin akrilik.
2. Untuk mengetahui pengaruh ukuran serbuk cangkang kerang darah dan titanium dioksida terhadap kekuatan tekan gigi tiruan berbasis komposit resin akrilik.
3. Untuk mengetahui pengaruh ukuran serbuk cangkang kerang darah dan titanium dioksida terhadap pengamatan struktur mikro gigi tiruan berbasis komposit resin akrilik.

1.4 Batasan Masalah

Dalam penelitian kali ini, batasan masalahnya adalah :

1. Model uji yang digunakan dengan ukuran serbuk cangkang kerang darah dan titanium dioksida menggunakan mesh 200 berbasis komposit resin akrilik (PMMA).
2. Model uji yang digunakan dengan ukuran serbuk cangkang kerang darah dan titanium dioksida menggunakan mesh 300 berbasis komposit resin akrilik (PMMA).
3. Model uji yang digunakan dengan ukuran serbuk cangkang kerang darah dan titanium dioksida dengan mesh 400 berbasis komposit resin akrilik (PMMA).

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat yang diharapkan dari penelitian ini adalah :

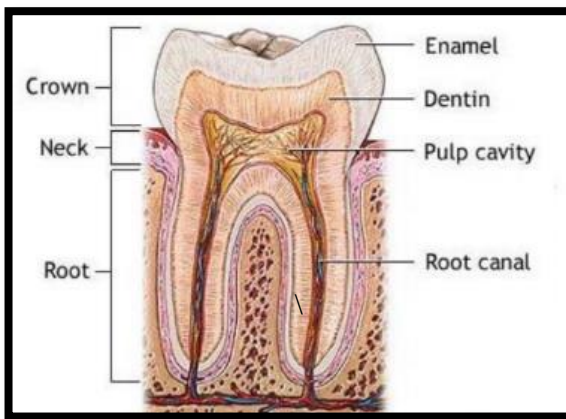
1. Bagi penulis, sebagai syarat untuk menyelesaikan studi dan mendapatkan gelar Sarjana Teknik, Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Hasanuddin.
2. Dapat mengaplikasikan ilmu dan keterampilan yang diperoleh pada masa kuliah.
3. Bagi universitas, dapat menjadi referensi untuk penelitian dan pengembangan pembuatan produk pembuatan elemen gigi tiruan resin akrilik dengan material tambahan titanium dioksida (TiO_2) dan serbuk cangkang kerang darah (*anadara granosa*).

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Gigi Asli Manusia

2.1.1 Struktur Gigi Asli Manusia

Gigi merupakan alat pencernaan yang amat penting untuk membantu makanan agar mudah dicerna. Gigi terdiri berbagai bagian utama yaitu: *dentin*, *enamel*, *pulpa*, dan tulang penyangga. *Dentin* merupakan bagian tertebal dari jaringan gigi juga mempunyai sifat menyerupai tulang. Enamel adalah substansi yang melapisi bagian gigi yang terlihat dan juga merupakan jaringan gigi yang terkeras (berwarna putih kekuningan). Adapun pulpa sangat peka terhadap stimulasi zat kimia dan *thermis*. Sedangkan akar gigi merupakan suatu jaringan ikat yang menyerupai tulang yang dilapisi oleh tulang penyangga.



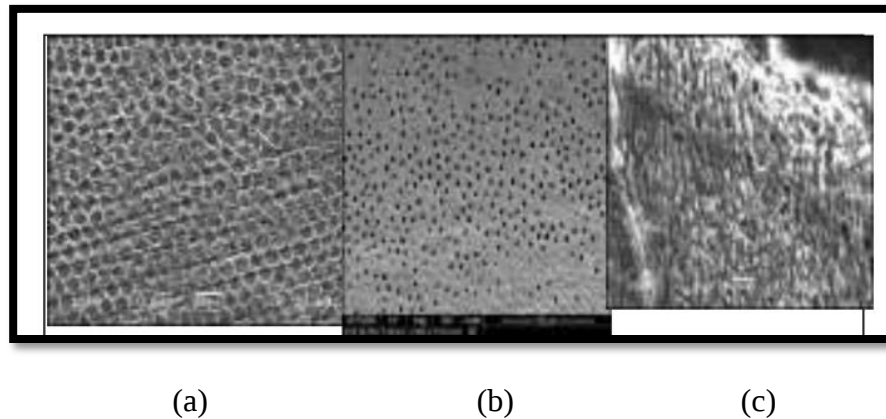
Gambar 1. Anatomi gigi

(Sumber: Tarigan, 2013)

Enamel/enamel merupakan lapisan putih pada permukaan luar yang merupakan pelindung mahkota anatomis. Berkembang dari organ email (*ekstoderm*) dan merupakan produk dari sel-sel *epithelial* khusus yang disebut *ameloblast*. Sedangkan *dentin* merupakan jaringan keras yang berwarna kekuningan di bawah *email* dan juga terdapat *cementum* yang menyusun bagian dalam setiap

mahkota serta akar gigi. Berkembang dari *papila dental embrionik (mesoderm)* sel-sel pembentuk *dentin* disebut *odontoblast* (Asriyadi et al., 2017).

Struktur gigi pada manusia terbagi dalam dua bagian yaitu bagian mahkota dan bagian akar. Pada bagian mahkota merupakan bagian gigi yang terlihat dalam mulut, sedangkan pada bagian akar merupakan bagian yang tertanam di dalam tulang rahang (Tarigan, 2013).



Gambar 2. Struktur mikro gigi manusia, a) enamel, b) dentin dan, c) cementum
(Sumber: Ya-Rong Zhang, 2014)

a) Mahkota

Crown gigi adalah sebuah penutup “mahkota” berbentuk gigi yang dapat ditempatkan di atas gigi yang rusak. Alat ini bisa dianggap seperti topi dengan ukuran pas untuk gigi. Seiring berjalannya waktu, gigi manusia bisa mengalami kerusakan. Ini dapat terjadi karena berbagai alasan, seperti kerusakan gigi, cedera, atau hanya penggunaan dari waktu ke waktu. Mahkota gigi dapat mengembalikan bentuk, ukuran, kekuatan, dan penampilan gigi. Alat ini dapat ditempelkan pada gigi dan menutupi bagian gigi yang rusak. *Crown* gigi dapat dibuat dari berbagai bahan, termasuk logam atau porselen. Tentunya, alat ini sudah didesain sedemikian rupa sehingga aman untuk gigi dan gusi.

Mahkota gigi memiliki banyak fungsi untuk gigi manusia. Pemasangan alat ini pun sudah sering dilakukan di dunia kedokteran gigi. Seseorang mungkin memerlukan mahkota gigi karena beberapa alasan, berikut di antaranya: melindungi gigi yang lemah (akibat dari pembusukan) agar tidak patah, menjaga

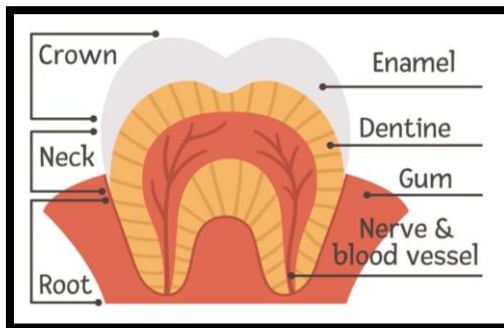
gigi yang lemah tetap bersatu jika ada bagian yang retak, memulihkan gigi yang patah atau gigi yang sudah rusak parah, menutupi dan menopang gigi dengan tambalan besar, menahan jembatan gigi di tempatnya, menutupi gigi yang cacat atau berubah warna, menutupi implan gigi, dan menutupi gigi yang telah dirawat dengan saluran akar (*My Cleveland Clinic, 2022*).



Gambar 3. Mahkota gigi
(Sumber: *Penn Dental Medicine, 2018*)

b) Leher

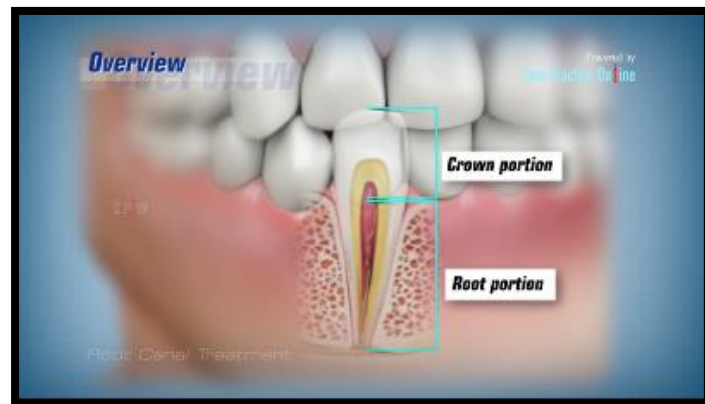
Leher gigi atau yang juga disebut serviks gigi merupakan bagian yang berada di antara mahkota dan akar. Bagian gigi ini membentuk garis di mana *cementum* yang menutupi akar bertemu dengan *email* gigi. Leher atau serviks gigi terdiri atas tiga bagian utama, berikut penjelasannya: gusi atau *gingiva* adalah jaringan ikat merah muda berdaging yang melekat pada leher gigi dan *cementum*, pulpa merupakan bagian terdalam dari gigi yang terbuat dari pembuluh darah kecil dan jaringan saraf, dan rongga pulpa disebut juga kamar pulpa adalah ruang di dalam mahkota gigi yang berisi pulpa (*Dental Anatomy and Development, 2022*).



Gambar 4. Leher gigi
(Sumber: *Vectezy, 2018*)

c) Akar

Akar merupakan bagian gigi yang memanjang ke dalam tulang dan menahan gigi pada tempatnya. Selain itu, akar gigi memiliki ukuran dua pertiga dari gigi secara keseluruhan. Fungsi utama akar gigi adalah mengikat gusi dan tulang rahang dengan kokoh. Akar gigi terdiri atas beberapa bagian berbeda, yaitu: saluran akar yang merupakan saluran yang berisi pulpa, *cementum* yang merupakan bagian seperti tulang yang menutupi akar gigi. Bagian ini terhubung ke ligamen periodontal. Kemudian ligamen periodontal yang terbuat dari jaringan ikat dan serat kolagen dan berisikan saraf dan pembuluh darah. Bagian ini berperan dalam menghubungkan gigi ke soket gigi bersamaan dengan *cementum*. Terdapat pula pembuluh darah yang memasok ligamen periodontal dengan nutrisi. Sementara itu, saraf membantu mengontrol jumlah kekuatan saat seseorang mengunyah makanan. Tulang rahang yang juga disebut tulang alveolar, adalah tulang yang berisi soket gigi dan mengelilingi akar gigi (*Dental Anatomy and Development, 2022*).



Gambar 5. Akar gigi

(Sumber: YPO Physicians Directory, 2023)

d) Email

Dikenal juga dengan istilah "Enamel", merupakan jaringan yang berfungsi untuk melindungi tulang gigi dengan zat yang sangat keras yang berada di bagian paling luar gigi manusia. Warna email gigi pun sebenarnya tidak putih mutlak, kebanyakan lebih mengarah keabu-abuan dan semi *translusen* kecuali pada

kondisi enamel yang *abnormal* seringkali menghasilkan warna yang menyimpang dari warna normal enamel dan cenderung mengarah ke warna yang lebih gelap.

e) Tulang

Dikenal juga dengan istilah "*dentin*" yaitu tulang merupakan lapisan yang berada pada lapisan setelah *email* yang dibentuk dari zat kapur. Dentin juga merupakan bagian yang terluas dari struktur gigi, meliputi seluruh panjang gigi mulai dari mahkota hingga akar. Dentin pada mahkota gigi dilapisi oleh enamel, sedangkan dentin pada akar gigi dilapisi oleh semen.

f) Semen

Dikenal juga dengan istilah "*cementum*", merupakan bagian dari akar gigi yang berdampingan dan berbatasan langsung dengan bagian tulang rahang di mana gigi manusia tumbuh. Seperti halnya pada bagian email yang melapisi dentin, semen juga melapisi dentin namun untuk dentin pada bagian akar gigi.

g) Pulpa

Pulpa adalah rongga yang di dalamnya terdapat pembuluh darah kapiler dan serabut-serabut saraf. Tiap gigi memiliki suplai saraf, suplai arteri, serta drainase vena tersendiri kesemuanya lalu membentuk pulpa gigi yang terletak di dalam saluran akar dan rongga pulpa sentral. Pulpa dikelilingi oleh *dentin* organik yang strukturnya berporous dan tubuler. Mahkota gigi memiliki lapisan luar berupa *email* dengan ketebalan $\pm 2\text{mm}$. *Email/enamel* sendiri merupakan lapisan anorganik yang amat keras yang berguna pada saat menggigit atau mengunyah makanan. Akar gigi mempunyai lapisan tipis yang disebut *cementum*, dan tertanam pada jaringan pendukung tulang alveolar oleh ligamen periodontal. Ligamen periodontal memiliki suplai darah tersendiri dan berfungsi dalam mempertahankan posisi tiap gigi saat rahang menggigit sesuatu ataupun saat gigi perkusi.

2.1.2 Pengujian Kekerasan, Uji Tekan, dan Pengujian Struktur Mikro pada Gigi Asli Manusia

Kekerasan dan juga modulus elastisitas email telah menjadi penekanan keseluruhan penelitian tentang sifat mekanik gigi manusia. Studi awal mengasumsikan bahwa *email* adalah jenis bahan isotropik yang memiliki sifat yang sama terlepas dari arahnya. Namun, karena pemahaman yang lebih dalam tentang struktur gigi, para peneliti telah menemukan sifat mekanik *anisotropic*. Penelitian sebelumnya telah menjelaskan sifat mekanik khususnya modulus elastisitas enamel dan dentin melalui uji *nano indentation*, uji kompresi, uji *nano hardness* (NHT), dan pengamatan *transmit light microscopy* (TLM). Namun, karena *email* dan dentin bukanlah bahan yang homogen dan isotropik, mereka tidak mematuhi Hukum Hook. Oleh karena itu, perbandingan sifat mekanik berdasarkan modulus elastisitas saja tidak layak, penting juga untuk mempertimbangkan nilai dan regangan. Selain itu, penelitian ini tidak menyelidiki sifat mekanik *email* dan dentin menggunakan spesimen uji yang memiliki bentuk dan dimensi yang sama (Chun et al., 2014).

Sifat mekanik email dan juga pada dentin dapat dipelajari dengan menggunakan benda uji yang memiliki bentuk dan dimensi yang sama karena sifat-sifat tersebut dapat berbeda dengan kondisi percobaan dan bentuk serta dimensi benda uji. Gigi manusia yang sehat digunakan sebagai spesimen untuk melakukan pengujian mekanis. Nilai kekerasan terukur spesimen *email* ($HV = 274.8 \pm 18.1$) sekitar 4.2 kali lebih tinggi dari spesimen dentin ($HV = 65.6 \pm 3.9$). Dilihat dari nilai tegangan dan regangan spesimen *email* yang terukur, email cenderung lebih cepat patah daripada dentin. Oleh karena itu, itu dianggap lebih rapuh daripada dentin. Namun, dilihat dari nilai kekerasan yang diukur, *email* dianggap lebih keras. Oleh karena itu, enamel memiliki ketahanan aus yang lebih tinggi. Peran mekanis yang berbeda dari *email* dan *dentin* mungkin timbul dari komposisi dan struktur internal yang berbeda, seperti yang terungkap melalui pemindaian *mikrograf elektron email* dan

dentin 2 kali lebih tinggi dari spesimen *dentin* ($HV = 65.6 \pm 3.9$) (Zhang et al., 2014).

Tabel 1. Kekerasan *vickers* (HV) dari jaringan keras gigi

Gigi keras tisu	Kekerasan (HV) dari tes: mean (SD)	Kekerasan (HV) dari referensi
Email	274.8 (18.1)	283-374
dentin	65.6 (3.9)	53-63

SD: simpangan baku.

Sumber: Chun et al (2014)

Menurut, Zhang et al., (2014) Gaya maksimum (N) dan perpindahan maksimum (mm) masing-masing benda uji diperoleh dari uji tekan. Tegangan maksimum (MPa) diperoleh dari persamaan, regangan maksimum (%) dari persamaan, dan modulus elastisitas (E, MPa) dari menghitung persamaan sistem beban mikro yang digunakan dalam uji kompresi: (a) pegangan yang dapat dipilih pada bagian bawah *jig* yang dipasang dengan sel beban pada bagian atas *jig*; (b) *jig* uji tekan, penutup *jig* dipasang untuk mencegah pecahan pecah saat benda uji mencapai titik putusnya; (c) uji tekan dilakukan setelah menempatkan benda uji pada *jig* bawah dan menurunkan *jig* atas.

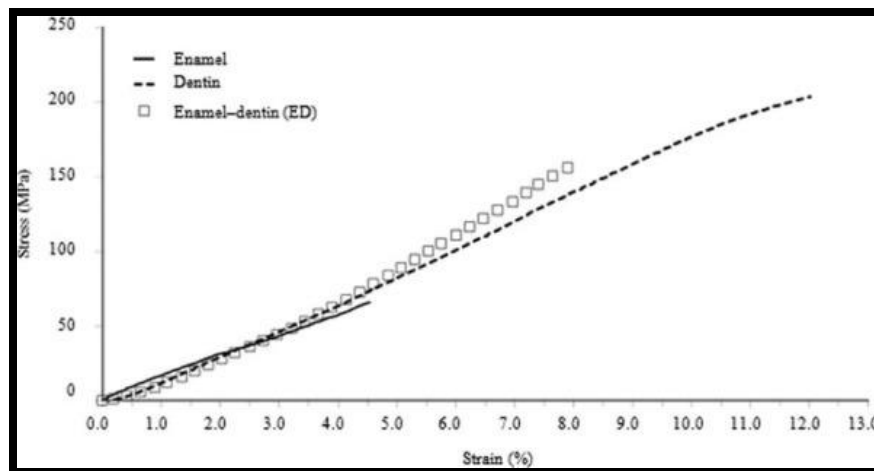
Tabel 2. Nilai rata-rata dan simpangan baku sifat mekanik jaringan keras gigi dari uji kompresi (n = 10/ bahan)

Hasil uji kompresi			
Contoh	Tegangan maksimum (MPa)	Regangan maksimum (%)	E (MPa)
Email	62.2 ± 23.8	4.5 ± 0.8	1338.2 ± 307.9
dentin	193.7 ± 30.6	11.9 ± 0.1	1653.7 ± 277.9
ED	126.1 ± 54.6	8.7 ± 2.7	1628.6 ± 482.7

E: modulus elastisitas; ED: email-dentin.

Tidak berbeda nyata ($p > 0.1$) dalam uji-t.

Sumber: Chun et al (2014)



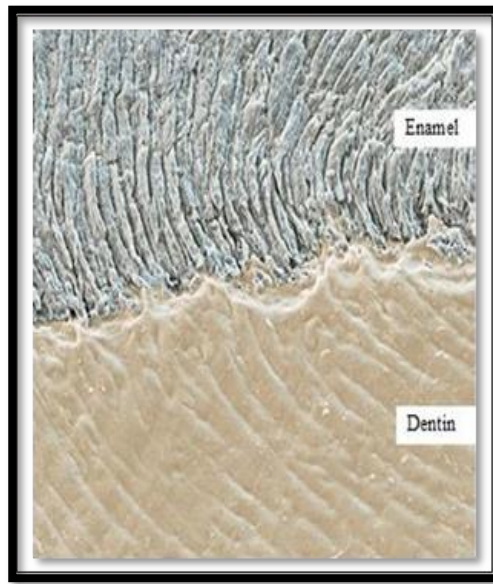
Gambar 6. Kurva tegangan-regangan khas dari enamel, dentin, dan spesimen ED.

ED: email-dentin

(Sumber: Chun et al., 2014)

Gambar 6. menunjukkan kurva tegangan-regangan khas dari spesimen uji tertentu, yang mewakili hubungan tegangan-regangan dalam spesimen enamel, *dentin*, dan ED. Persamaan regresi linier menunjukkan bahwa R^2 untuk spesimen email, dentin, dan ED masing-masing adalah 0.9970, 0.9960, dan 0.9988. Kemiringan kurva tegangan-regangan khas setiap spesimen menunjukkan modulus elastisitas spesimen itu. Dilihat dari kemiringan semua bahan pada Gambar 6. dan Tabel 2., modulus elastisitas dentin paling tinggi sehingga merupakan bahan yang paling kaku dengan kekakuan 1653 ± 277.9 MPa. Lebih lanjut, dilihat dari tegangan maksimum dan regangan maksimum *email*, *email* cenderung patah lebih awal dari spesimen lainnya dan oleh karena itu dianggap sebagai bahan yang rapuh.

Jaringan keras gigi berwarna menggunakan *scanning electron micrograph* (SEM) dari batas antara *email* gigi (atas) dan *dentin* (bawah). Enamel adalah penutup luar mahkota (bagian yang terlihat) dari gigi. Ini adalah zat terkeras dalam tubuh manusia, terdiri dari deretan *hidroksiapatite* (garam kalsium dan fosfor) yang tertanam dalam matriks protein. Dentin membentuk sebagian besar gigi. Ini terdiri dari jaringan ikat mineral.



Gambar 7. SEM jaringan keras gigi pembesaran 500× saat dicetak dengan lebar 10 cm
(diizinkan oleh: <http://www.sciencephoto.com>)

2.2 Material Gigi Tiruan

Untuk membuat gigi tiruan atau *dental implant* telah banyak dikembangkan beberapa bahan logam seperti emas, keramik, dan termoplastik. Salah satu bidang material yang mengalami perkembangan yang cukup pesat dan menjadi perhatian banyak kalangan untuk dikembangkan adalah keramik. Keramik pada mulanya digunakan untuk pembuatan barang pecah belah yang sifatnya sangat rapuh. Dalam perkembangannya, keramik dikatakan sebagai bahan biokeramik karena dapat digunakan sebagai bahan untuk perbaikan gigi dan tulang serta jaringan lunak yang terdapat dalam tubuh manusia.

Bahan dasar pembuatan gigi tiruan seperti kaolin, kuarsa, dan feldspar terus dilakukan dan dikembangkan untuk menghasilkan gigi tiruan yang memiliki kualitas lebih baik. Pengguna gigi tiruan selalu mengharapkan gigi tiruan dapat berfungsi seperti pada saat pertama digunakan. Jadi, sebaiknya pengguna gigi tiruan agar lebih memperhatikan kesehatan gigi dan mulut, khususnya makanan atau minuman yang dikonsumsi oleh pengguna gigi tiruan seperti minuman teh.

Teh merupakan salah satu jenis minuman yang disukai oleh seluruh lapisan masyarakat, bila dibandingkan dengan jenis minuman lain. Salah satu kandungan teh adalah tanin yang dapat menyebabkan perubahan warna, karena senyawa polifenol yang terkandung di dalamnya bersifat asam ($\text{pH} < 7$) (Sinawarti, 2015).

2.2.1 Material Gigi Tiruan Berbasis Logam

Bahan logam telah digunakan sebagai bahan basis gigi tiruan pada abad ke-18 sampai ke-20. Bahan logam yang digunakan untuk basis gigi tiruan yaitu terbuat dari *pure* titanium, zirkonium, emas, aluminium, stainless steel, kobalt-kromium, nikel kromium, dan lain sebagainya.

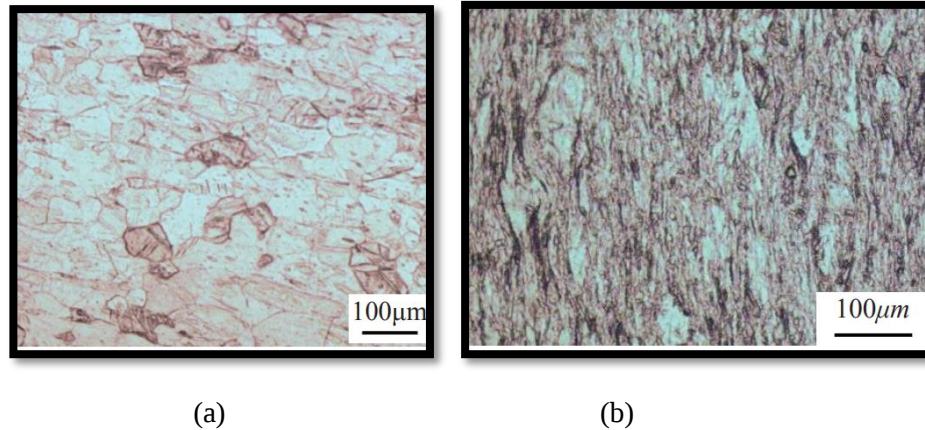
Keinginan untuk mengganti gigi yang hilang dengan sesuatu yang mirip dengan akar gigi sudah ada sejak ribuan tahun yang lalu dan mencakup peradaban seperti Cina kuno, Mesir, Yunani, dan Etruria. Sebuah tengkorak ditemukan di Eropa dengan gigi logam besi yang berasal dari Zaman Kristus. Inca dari Amerika Tengah mengambil potongan-potongan kerang laut dan mirip dengan orang Cina kuno menyadapnya ke dalam tulang untuk menggantikan gigi yang hilang. Sejarah kemudian menunjukkan bahwa selalu masuk akal untuk mengganti gigi dengan implan yang sesuai dengan bentuk gigi.

Bahan basis gigi tiruan logam memiliki beberapa kelebihan diantaranya, ketepatan dimensi, ketahanan terhadap abrasi, konduktivitas *thermal* lebih baik dibandingkan dengan resin, kekuatan maksimal dengan ketebalan minimal, dan modulus elastisitas yang tinggi. Adapun beberapa kerugian dari bahan basis gigi tiruan logam antara lain; mudah mengalami korosi, biaya relatif mahal, dan juga pembuatannya sulit.

a. *Titanium Base*

Titanium adalah logam yang mempunyai sifat kekuatan tinggi, kepadatan rendah, dan ketahanan korosi yang sangat baik. Ini adalah sifat utama yang membuat titanium menarik untuk berbagai aplikasi. Titanium saat ini merupakan salah satu logam terpenting dalam industri dan telah menjadi bahan implan yang paling umum digunakan dalam kedokteran gigi, sebagai hasil dari studi Branemark.

Unsur ini pertama kali ditemukan di Inggris oleh Gregor pada tahun 1790, hanya pada tahun 1795 titanium adalah unsur paling melimpah kesembilan dan unsur logam paling melimpah keempat di kerak bumi, setelah aluminium, besi, dan magnesium. Menjadi elemen transisi, titanium memiliki cangkang yang tidak terisi penuh dalam struktur elektroniknya.



Gambar 8. Struktur mikro titanium, (a) *pure titanium crystal* (b) *titanium crystal* setelah deformasi pada temperatur 600°C

(Sumber: Zeynep, 2023)

Tabel 3. *Mechanical Properties of Titanium*

Table 1 Titanium grades 1–4 and Titanium alloys (Ti–6Al–4V) compositions from ASTM Standard (ASTM 2000)

	O (wt%)	C (wt%)	Fe (wt%)	H (wt%)	N (wt%)	Al (wt%)	V (wt%)	Ti (wt%)
CpTi, grade 1	0.18	0.10	0.02	0.015	0.03	–	–	Balance
CpTi, grade 2	0.25	0.10	0.03	0.015	0.03	–	–	Balance
CpTi, grade 3	0.35	0.10	0.03	0.015	0.03	–	–	Balance
CpTi, grade 4	0.40	0.10	0.05	0.015	0.03	–	–	Balance
Ti–6Al–4V	0.20	0.08	0.30	0.015	0.05	5.50–6.75	3.50–4.50	Balance
Ti–6Al–4V (ELI)	0.13	0.08	0.10	0.012	0.05	5.50–6.50	3.50–4.50	Balance

Table 2 Mechanical properties of pure Titanium and of its alloys [44]; ASTM 2000

	Elastic modulus (MPa)	Yield strength (MPa)	Tensile strength (MPa)	Elongation (%)
CpTi, Grade 1	102	170	240	24
CpTi, Grade 2	102	275	345	20
CpTi, Grade 3	102	380	450	18
CpTi, Grade 4	104	483	550	15
Ti–6Al–4V	113	860	930	10
Ti–6Al–4V (ELI)	113	795	860	10

Sumber: ASTM 2000

Sifat massal titanium (seperti non-toksisitas, ketahanan korosi atau degradabilitas terkontrol, modulus elastisitas, dan kekuatan lelah) telah lama dianggap sangat relevan dalam hal pemilihan biomaterial yang tepat untuk aplikasi gigi. Selain itu,

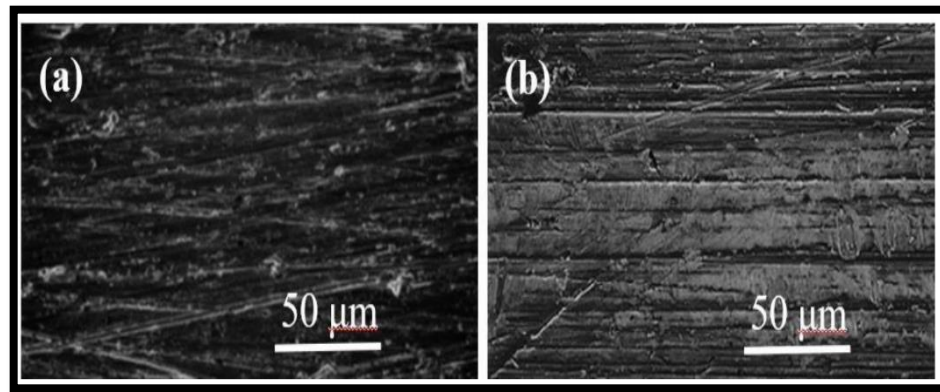
permukaan material memainkan peran yang sangat penting dalam respons lingkungan biologis terhadap perangkat medis buatan.

Titanium dapat dicampur dengan berbagai macam elemen untuk mengubah sifat-sifatnya, terutama untuk tujuan meningkatkan kekuatan, kinerja suhu tinggi, ketahanan mulur, respon terhadap perlakuan panas penuaan, dan kemampuan bentuk. Implan gigi biasanya dibuat dari Titanium murni komersial (cpTi) dengan berbagai tingkat kemurnian (dinilai dari 1 hingga 4 tergantung pada kandungan oksigen, karbon, dan besi).

b. Zirkonium Base

Zirkonium adalah bahan dalam kedokteran gigi berkekuatan tinggi yang digunakan sebagai bahan inti dari gigi tiruan cekat sebagian konvensional. Zirkonium sangat unggul dalam segi estetika dan memiliki beberapa kelebihan lainnya, termasuk biokompatibilitas seperti logam dan memiliki tingkat adhesi rendah bakteri, kekuatan lentur tinggi, dan sifat optik yang dapat diterima, seperti adaptasi dengan permukaan dasar. Sementasi tradisional dapat digunakan jika *abument* memberikan retensi yang cukup dan sementasi dianjurkan untuk memastikan retensi dan adaptasi marginal yang lebih baik. Meskipun zirkonium memiliki kekuatan fraktur tinggi, kemungkinan fraktur masih dapat terjadi setelah penyemenan dari restorasi tersebut.

Osseointegrasi implan gigi zirkonia mungkin sebanding dengan titanium implan. Kekasaran permukaan zirkonia ternyata sebanding dengan implan titanium. Meskipun pembuatan modifikasi permukaan untuk zirkonia sulit untuk memenuhi persyaratan biomekanik-ments, memulihkan implan zirkonium dengan tinggi keramik kekuatan atau keramik logam akan bermanfaat. Meskipun beberapa jangka pendek laporan klinis tersedia dan menyediakan hasil yang memuaskan, uji klinis terkontrol dengan tindak lanjut lima tahun atau lebih dilakukan untuk mengevaluasi dengan benar kinerja klinis implan zirkonia dan untuk merekomendasikan mereka untuk rutin melakukan uji klinis (Zeynep Ozkurt, 2011).



Gambar 9. *Scanning* gambar mikroskop elektron (SEM) batang Zr65 Al7.5 Ni10 Cu17.5 BMG (a) sebelum dan (b) setelah 12 minggu implantasi. Bekas luka pemolesan diamati pada kedua gambar. Tidak ada reaksi atau perubahan pada logam yang diamati setelah percobaan *in vivo*.

(Sumber: Kazuhiro Imai, 2020)

2.2.2 Material Gigi Tiruan Berbasis Polimer

a. Resin Akrilik

Resin akrilik merupakan salah satu bahan yang paling banyak digunakan sejak pertengahan tahun 1940-an sebagai bahan pembuatan gigi tiruan. Resin akrilik terdiri dari gabungan molekul-molekul *metil metakrilat multiple* yang membentuk plastik lentur. Poli (metil-metakrilat) murni adalah tidak berwarna, transparan, dan padat. Sifat-sifat fisik resin akrilik telah terbukti sesuai untuk aplikasi dalam kedokteran gigi terutama pada bidang prostodonsia. Pembuatan basis gigi tiruan dengan menggunakan resin akrilik tergolong mudah dalam pengerjaannya sehingga menjadi salah satu keuntungan dari bahan resin akrilik. Untuk fokus penelitian ini adalah resin akrilik teraktivasi panas dimana hampir semua basis protesa dalam pembuatannya menggunakan resin akrilik teraktivasi panas. Polimerisasi ini menggunakan energi *thermal* yang diperoleh dengan menggunakan perendaman air atau oven gelombang mikro (*microwave*). Polimerisasi resin akrilik menggunakan panas ini pada prinsipnya diperlukan untuk menyebabkan pemisahan molekul benzoil peroksida. Oleh karena itu panas

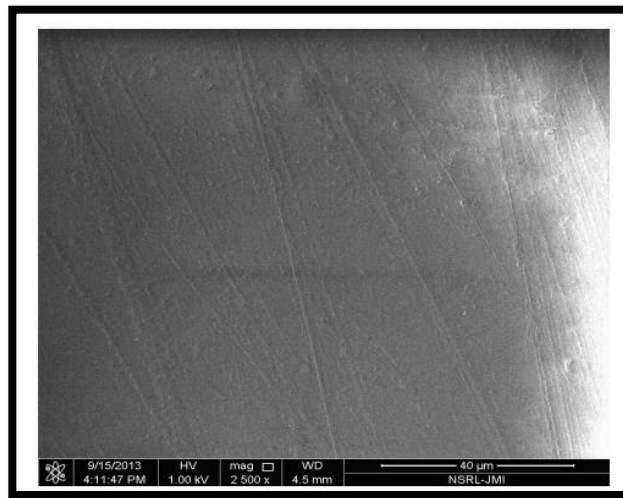
dinamakan sebagai aktivator pertumbuhan rantai akan dimulai ketika pemisahan molekul benzoil peroksida dinamakan inisiator.

Tabel 4. Komposisi bahan resin akrilik teraktivasi panas

Komposisi	Fungsi
Metil metakrilat	Plastizier polimer
Dibutil phthalate	Plastizier
Glikol dimetakrilat (1-2%)	Agen cross-linked
Hidroquinon (0,0006%)	Inhibitor (mencegah resin mengeras)

Sumber: Manappallil John J. et al (2005)

Proses polimerisasi resin akrilik terdiri atas dua macam yaitu reaksi kondensasi dimana reaksi yang terjadi antara dua molekul atau lebih untuk menghasilkan molekul yang lebih besar dengan menghilangkan molekul yang lebih kecil misalnya air. Sedangkan reaksi adisi adalah reaksi kimia antar dua molekul atau lebih untuk pembentukan molekul besar tanpa menghilangkan molekul kecil. Resin akrilik *polymethyl methacrylate* yang biasa dipakai sebagai bahan basis gigi tiruan lepasan biasanya melalui reaksi adisi berdasarkan mekanisme proses polimerisasi. Langkah pertama proses inisiasi dan aktivasi dimana proses ini membutuhkan penggerak berupa radikal bebas yaitu suatu bahan yang sangat reaktif dan mempunyai inisiator, dapat terbentuk karena proses penguraian peroksida. Pada reaksi ini satu molekul benzoil peroksida dapat membentuk dua radikal bebas. Radikal bebas inilah yang akan menggerakkan terjadinya proses polimerisasi yang diaktifkan dengan cara menguraikan peroksida melalui bahan kimia lain, misalnya *dimetil-p-toluidin* atau amin tersier maupun dengan penyinaran *ultraviolet* atau radiasi gelombang elektromagnetik. Tahap selanjutnya adalah propagasi atau pembentukan rantai polimer dari reaksi antara molekul yang aktif dengan molekul lain. Rantai penyebaran (propagasi) terjadi karena monomer yang diaktifkan bereaksi dengan monomer lainnya, demikian seterusnya sampai terjadi perpanjangan rantai dan monomer yang diaktifkan saling berikatan. Tahap terakhir adalah terminasi yang timbul dari adanya reaksi antara dua rantai dari monomer yang diaktifkan saling tumbuh sehingga terbentuk monomer yang stabil.



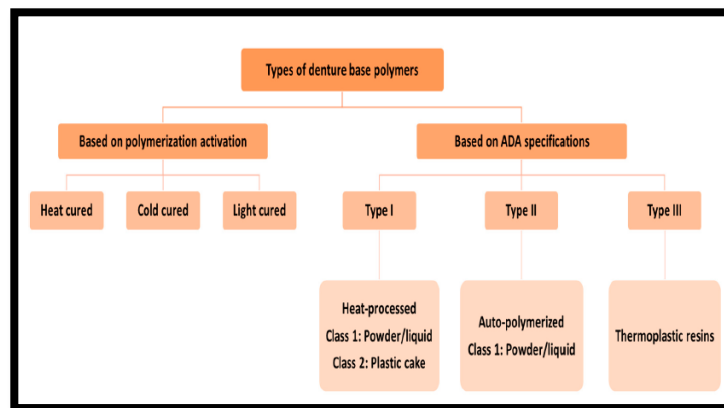
Gambar 10. SEM *pure resin acrylic*

(Sumber: Sharief ud Din Khan, 2014)

Sifat fisik resin akrilik sebagai basis gigi tiruan adalah pengerutan polimerisasi. Ketika monomer metil metakrilat terpolimerisasi untuk membentuk poli (metil metakrilat), kepadatan massa bahan berubah dari 0.94 menjadi 1.19 g/cm³. Selanjutnya porositas adanya gelembung permukaan dan di bawah permukaan dapat mempengaruhi sifat fisik, estetika, dan kebersihan basis protesa. Porositas cenderung terjadi pada bagian basis protesa yang lebih tebal. Manipulasi adalah suatu bentuk tindakan atau proses rekayasa terhadap sesuatu dengan menambah ataupun mengurangi variabel yang berkaitan guna mencapai sifat fisik maupun mekanik yang dikehendaki. Sebelum diaplikasikan pada pasien, resin akrilik harus diolah dan dimanipulasi sedemikian rupa sehingga memenuhi kriteria pengaplikasian klinis yang baik. Secara umum, ada beberapa hal yang harus diperhatikan dalam manipulasi resin akrilik, antara lain menurut, Khindria et al., (2009) adalah perbandingan monomer dan polimer, selanjutnya pencampuran polimer dan monomer pada tahap ini terdapat 4 Tahapan yakni *sandy stage*, *sticky stage*, *dough stage*, dan *rubber hard stage* dan yang terakhir adalah tahap pengisian yang disebut juga *packing*, yaitu tahap penuangan *mould* terhadap resin polimetil metakrilat. (PMMA) adalah polimer yang paling umum digunakan di

laboratorium gigi (untuk membuat retainer dan gigi palsu ortodontik dan untuk perbaikan klinik gigi untuk pelapisan ulang gigi palsu dan mahkota sementara) dan industri seperti fabrikasi gigi palsu. Terlepas dari aplikasi yang dimaksudkan, PMMA secara konvensional tersedia dalam bentuk sistem bubuk-cair. Bubuk mengandung polimer bening (PMMA), namun aditif seperti pigmen dan serat sintetis nilon atau akrilik ditambahkan untuk menyesuaikan sifat fisik dan estetika untuk meniru jaringan mulut seperti gusi, mukosa. Komponen cair mengandung monomer metil metakrilat, bersama dengan agen pengikat silang dan inhibitor.

PMMA (nama IUPAC : poli [1-(metoksi karbonil)-1-metil etilen]) adalah polimer sintetik yang dibuat dengan adisi radikal bebas dan polimerisasi metil metakrilat ($C_5H_8O_2$) menjadi poli metil metakrilat $(C_5H_8O_2)_n$ reaksi polimerisasi dimulai dan diaktifkan dengan menghasilkan radikal bebas baik secara kimia atau dengan energi (seperti panas, cahaya, atau gelombang mikro). Pada tahap propagasi, polimerisasi teraktivasi berlanjut melalui pengikatan monomer diikuti oleh terminasi melalui perpindahan elektron bebas ke ujung rantai (Zafar, 2020). Karakteristik berbagai jenis bahan dasar gigi tiruan PMMA dibandingkan pada bagian berikut:



Gambar 11. Klasifikasi polimer basis gigi tiruan berdasarkan aktivasi polimerisasi dan menurut spesifikasi ADA

(Sumber: Zafar, 2020)

Sebuah penelitian mengenai resin akrilik terhadap gigi tiruan dilakukan oleh Magalh et al., (2021) yang mengklarifikasi pengaruh perbedaan konsentrasi nanopartikel titanium dioksida terhadap dua jenis resin polimerisasi panas yang berbeda yaitu resin akrilik yang dimodifikasi dan resin akrilik yang tidak dimodifikasi dengan menggunakan TiO_2 sebesar 1% dan 5%. Data yang diuji berupa kekuatan impak dan kekerasan mikro. Data yang dikumpulkan dan dianalisis secara statistik menunjukkan kekuatan lentur menurun dengan meningkatkan konsentrasi TiO_2 pada kedua jenis resin akrilik. Kekuatan impak resin akrilik konvensional yang dimodifikasi oleh 1% adiktif meningkat secara signifikan. Kekerasan mikro meningkat secara signifikan dengan penambahan 5% TiO_2 pada kedua jenis resin akrilik yang digunakan dalam penelitian ini .



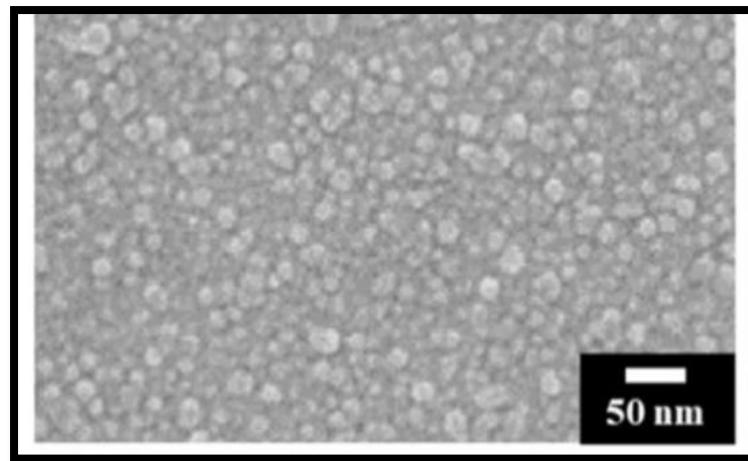
Gambar 12. Gigi tiruan resin akrilik
(Sumber: PMMA dental prosthesis integral)

Sebelumnya penelitian yang dilakukan Alrahlah et al., (2018) mengevaluasi mengenai bahan basis gigi tiruan *polymethylmethacrylate* atau yang dikenal dengan resin akrilik yang dimodifikasi dengan TiO_2 terhadap perilaku mekanis, viskoelastik, dan antibakteri. Hasil uji nano mekanis PMMA menunjukkan bahwa kekerasan dan modulus dalam rentang skala nano meningkat karena Penambahan

TiO₂. Penambahan 1%, 2%, dan 3% menunjukkan peningkatan kekerasan sebesar 18%, 24%, dan 35%. Hal ini menunjukkan peran TiO₂ dalam meningkatkan kekakuan matriks PMMA dengan mobilitas dan volume bebasnya.

b. Material Penguat Titanium Dioksida (TiO₂)

TiO₂ merupakan bahan *metal oxide* yang dapat ditemukan di alam bebas, bahan ini memiliki tiga bentuk struktur kristal yaitu *rutile*, *anatase*, dan *brookite* dimana *rutile* dan *anatase* merupakan bentuk yang banyak ditemui. TiO₂ didapatkan melalui purifikasi dari *rutile* mineral atau dari mineral FeTiO₃ yang di proses melalui proses *chloride* atau *sulfate* dan nantinya akan menghasilkan titanium murni, setelah itu akan lakukan proses kalsinasi dengan dipanaskan pada suhu 400°C untuk membuat *anatase* dan *brookite*, sedangkan untuk *rutile* perlu dilakukan pemanasan hingga suhu 600°C (Ziental et al., 2020).



Gambar 13. SEM *film* TiO₂
(Sumber: Yonghee Yoon, 2023)

TiO₂ dapat digunakan sebagai bahan pengisi basis gigi tiruan, bahan ini dapat meningkatkan sifat mekanis serta memiliki sifat anti mikroba selain itu harganya yang lebih murah dari pada bahan *metal oxide* lainnya menjadi alasan mengapa bahan ini dipilih menurut, Chen et al., (2019). Ahmed et al (2016), melakukan penelitian dimana ditemukan bahwa penambahan TiO₂ dengan konsentrasi

sebanyak 1% telah meningkatkan sifat mekanik yaitu kekuatan fleksural, kekuatan benturan, dan *microhardness* dari basis gigi tiruan walaupun penambahan sebanyak 1% belum terlalu kuat, selain itu pada penelitian yang sama, terbukti bahwa penambahan konsentrasi TiO_2 pada basis gigi tiruan akan lebih meningkatkan sifat mekanik dari basis gigi tiruan. Penambahan konsentrasi diatas 5% akan mengubah warna basis. TiO_2 dapat mengalami aglomerisasi jika didiamkan pada suatu zat cair, kecepatan aglomerasi tersebut di pengaruhi oleh jenis zat yang diberikan, pada cairan yang memiliki kadar pH basa seperti air laut maka tingkat kenaikan akan berkisar 200mg setiap 25 jam, sedangkan pada zat dengan kadar pH normal seperti air biasa maka kenaikannya hanya berkisar 40-60mg setiap 25 jam (Brunelli et al., 2013).

TiO_2 memiliki beberapa sifat yang membuat bahan ini menjadi pilihan untuk digunakan sebagai bahan tambahan seperti sifat anti mikroba pada gram *positive* dan gram *negative* hal ini disebabkan oleh kemampuannya dalam fotokatalis, meningkatkan sifat mekanik yaitu *microhardness* dan *impact*, dan memiliki biokompatibilitas. Selain itu juga mempunyai ketahanan terhadap korosi, bahan ini juga non toksik dimana bahan ini tidak akan membahayakan kesehatan pasien, sifat-sifat tersebut lah yang membuat bahan ini dipilih, dan juga bahan ini memiliki harga yang cukup terjangkau (Gad and Abualsaud, 2019).

TiO_2 dapat berfungsi sebagai bahan tambahan pada resin akrilik untuk meningkatkan sifat mekaniknya. Peningkatan sifat mekanik pada basis gigi tiruan dapat dipengaruhi oleh ukuran, bentuk, konsentrasi serta interaksi yang terjadi antara TiO_2 dan resin akrilik, untuk menggunakan TiO_2 sebagai bahan tambahan maka perlu dilakukan silanisasi untuk meningkatkan kompatibilitas antara *filler* TiO_2 dan matriks resin akrilik (Akay and Avukat, 2019). Meningkatnya sifat mekanik pada resin akrilik terjadi karena partikel TiO_2 yang berperan sebagai *filler* akan mengisi ruang kosong dan mengurangi porositas. Hal ini akan meningkatkan kepadatan resin akrilik, agar TiO_2 dapat digunakan maka perlu dilakukan silanisasi sehingga terdapat ikatan yang kuat antara resin akrilik dengan TiO_2 . Peningkatan sifat juga terjadi karena tekanan yang diterima akan terdistribusi secara

menyeluruh ke matriks dari basis gigi tiruan, hal ini juga menghindari perambatan retak dari basis gigi tiruan. Pemberian konsentrasi TiO_2 yang terlalu banyak akan menyebabkan polimerisasi yang tidak sempurna dan hasil campuran yang tidak seimbang sehingga monomer tidak bereaksi secara menyeluruh kepada polimer sehingga terjadi peningkatan porositas dan kerapuhan pada basis gigi tiruan (Tandra et al., 2018).

c. Material Penguat Alumina Oksida

Alumina oksida adalah sebuah senyawa kimia dari aluminium dan oksigen dengan rumus kimia Al_2O_3 . Nama mineralnya adalah alumina, dan dalam bidang pertambangan, keramik dan teknik material senyawa ini lebih banyak disebut dengan nama alumina. Penelitian yang dilakukan oleh Actara Rahmadita (2018) menjelaskan bahwa penambahan bahan pengisi berupa logam oksida pada RAPP mempengaruhi sifat fisis, mekanis serta biologis basis gigi tiruan RAPP. Logam oksida yang sering ditambahkan pada RAPP adalah aluminium oksida (Al_2O_3). Aluminium oksida disebut juga dengan alumina. Alumina memiliki ikatan interatomik ion yang kuat, sehingga dapat meningkatkan sifat material yang diinginkan. Aluminium oksida merupakan material yang biokompatibel, memiliki densitas rendah, dan ringan sehingga keuntungan RAPP dapat dipertahankan. Meskipun berwarna putih, bubuk aluminium oksida tidak mempengaruhi estetis bahan basis gigi tiruan dari RAPP. Hasil penelitian menunjukkan penambahan aluminium oksida pada bahan basis gigi tiruan RAPP dapat menurunkan kekuatan tarik dan meningkatkan kekuatan tekan seiring dengan meningkatnya konsentrasi aluminium oksida yang ditambahkan.

Abdul hamed AN dkk menambahkan Al_2O_3 dengan konsentrasi 5%, 7,5%, dan 10% ke dalam RAPP, menurunkan kekuatan tarik RAPP. Penurunan kekuatan tarik ini dapat terjadi karena kurangnya pembasahan bahan pengisi oleh cairan resin, sehingga dapat menurunkan kekuatan tarik. Sehajpal SB dkk menambahkan aluminium oksida pada RAPP dengan konsentrasi 5%, 10%, 15%, 20%, dan 25%

sehingga terjadi penurunan kekuatan tarik hingga 27,3% dan peningkatan kekuatan tekan hingga 9,9% ketika ditambah aluminium oksida 25% jika dibandingkan dengan RAPP tanpa penambahan aluminium oksida.

d. Material Penguat Cangkang Kerang Darah

Kerang darah adalah sejenis kerang yang biasa dimakan oleh warga Asia Timur dan Asia Tenggara. Anggota suku *Arcidae* ini disebut kerang darah karena menghasilkan *hemoglobin* dalam cairan merah yang dihasilkannya. Hewan ini gemar memendam dirinya ke dalam pasir atau lumpur dan tinggal pasang surut. Dewasanya berukuran panjang 5 sampai 6 cm dan lebar 45 cm.



Gambar 14. Cangkang kerang darah (*anadara granosa*)

Komposisi mineral cangkang kerang terlihat Tabel 5. Kandungan kalsium karbonat dan karbon lebih dari 98.7% dari total kandungan mineral Mg, Na, P, K, dan lain-lain (Fe, Cu, Ni, B, Zn, dan Si) terdiri sekitar 1.3%. Dalam penelitian terdahulu disebutkan bahwa komposisi mineral cangkang kerang dari Pantai Barat Semenanjung Malaysia adalah 98.7% CaCO_3 , 0.05% Mg, Na 0.9%, 0.02% P, dan 0.2% lainnya.

Senyawa kimia yang terkandung dalam cangkang kerang adalah kitin, kalsium karbonat, kalsium hidroksiapatite, dan kalsium fosfat. Kalsium karbonat merupakan senyawa kimia dengan rumus kimia CaCO_3 yang umum dijumpai pada batu di semua bagian dunia, dan merupakan komponen utama cangkang organisme

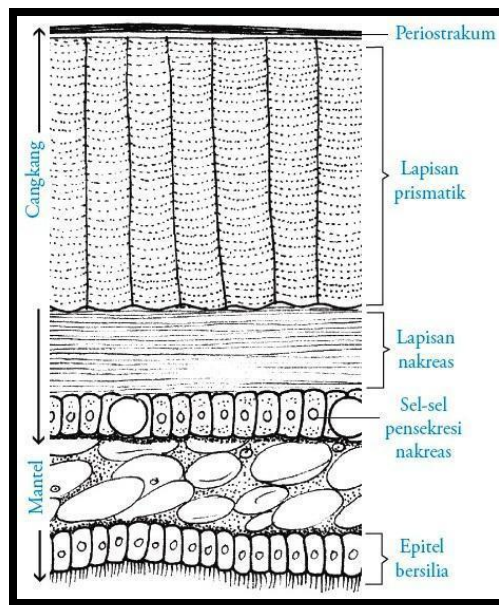
laut, siput, bola arang, mutiara, dan kulit telur (Mahreni *et al*, 2012). Kalsium karbonat berperan penting sebagai bahan abrasif dalam proses pemolesan untuk menurunkan nilai kekasaran permukaan basis gigi tiruan lepasan akrilik *heat cured* secara efisien (Setiawan, 2017).

Tabel 5. Komposisi kimia serbuk cangkang kerang darah

Komponen	Kandungan Berat (%)
CaCo ₃	98.7
Na	0.9
P	0.02
Mg	0.05
Fe, Cu, Ni, B, Zn, dan Si	0.2

Sumber: Afrizal (2016)

Selain memiliki kandungan organik dan anorganik, pada cangkang kerang darah juga memiliki bentuk struktur *layer* yang berbeda-beda seperti *prismatic*, *nacreous*, *crossed-lamellar*, *foliated*, dan *homogeneous* (Filetin, 2015). Lapisan cangkang kerang terdiri; periostrakum yaitu lapisan tipis paling luar yang terbuat dari bahan organik konkiolin, sering tidak ada pada bagian umbo. Prismatic lapisan bagian tengah yang terbuat dari kristal-kristal kapur (kalsium karbonat). Nakreas, lapisan bagian dalam yang terbuat dari kristal-kristal kalsium karbonat dan mengeluarkan bermacam-macam warna jika terkena cahaya. Sering juga disebut lapisan mutiara. Lapisan nakreas dihasilkan oleh seluruh permukaan mantel, sedangkan lapisan periostrakum dari lapisan prismatic dihasilkan oleh bagian tepimantel. Pada penelitian yang dilakukan oleh Filetin (2015), pengukuran kekerasan lapisan nakreas diketahui memiliki nilai kekerasan yang lebih keras dibandingkan dengan lapisan cangkang kerang *prismatic*.



Gambar 15. Penampang melintang cangkang dan mantel kerang

(Sumber: Nuringtyas et al., 2018)

Dalam Penelitian sebelumnya yang dilakukan (Afrizal, 2016), partikel halus hidroksiapatit sintetis yang berasal dari cangkang kerang darah digunakan sebagai partikel substitusi bahan pembuat gigi pengganti. Kerang darah dipersiapkan dengan membakar, menggiling hingga halus (menggunakan *pulverizer* dan *ball mill machine*) dan mengayak hingga didapatkan partikel sintetis HA dengan tingkat kekasaran hingga 62 microns (nomor ayakan 125).

Hasil penelitian sebelumnya (Nuringtyas et al., 2018) dengan menggunakan cangkang kerang darah sebagai bahan *abrasive* untuk gigi tiruan data diperoleh dengan cara mengukur kekerasan dari cangkang kerang darah yaitu dengan cara mengukur panjang diagonal satu dan diagonal dua lalu dimasukkan kedalam rumus perhitungan kekerasan *vickers microhardness*. Terdapat 27 sampel yang terbagi atas tiga kelompok. Kelompok pertama adalah kelompok perlakuan yang terdiri dari sembilan sampel yang diberikan beban indentasi sebesar 25 gf. Kelompok kedua yaitu kelompok perlakuan yang terdiri dari sembilan sampel yang diberikan beban indentasi sebesar 50 gf. Kelompok ketiga adalah kelompok perlakuan yang terdiri dari sembilan sampel yang diberikan beban indentasi sebesar 100 gf.

Tabel 6. Nilai kekerasan cangkang kerang darah

Sampel	Nilai Kekerasan Cangkang Kerang Darah (VHN)		
	Kelompok 1	Kelompok 2	Kelompok 3
1	292,8	228,02	274,46
2	294,59	246,9	134,92
3	311,06	277,67	148,33
4	255,02	281,56	118,61
5	225,92	198,56	135,91
6	182,98	211,9	144,92
7	304,81	252,54	120,79
8	340,04	233,31	130,51
9	315,7	295,02	127,17
MEAN	280,32	247,27	148,40
Standar Deviasi	49.74540	32.78163	48.29787

Sumber: Nuringtyas et al (2018)

Pada Tabel 6 menunjukkan nilai rata-rata kekerasan cangkang kerang darah, dimana kelompok 1 nilai rata-ratanya paling tinggi diantara tiga kelompok perlakuan tersebut, sedangkan Kelompok 3 nilai rata-rata kekerasannya merupakan yang paling rendah.

Hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) memiliki biokompatibilitas yang baik terhadap kontak langsung dengan tulang. Hidroksiapatit senyawa mineral apatit yang memiliki sifat fase paling stabil, tidak korosi, tidak beracun, dan bioaktif (Handra Hafisko, 2014).

Pembuatan bahan baku *powder* cangkang kerang darah dilakukan dengan cara cangkang kerang darah dibersihkan terlebih dahulu dan dijemur satu hari untuk menghilangkan kadar air pada proses pembersihan. Cangkang kerang darah yang telah kering dihaluskan menggunakan pulvalizar hingga mencapai ukuran 62 μm . Selanjutnya dengan heating time 30 menit dan *holding time* 10 menit, selanjutnya CaO akan diperoleh dari proses ini. Produk Serbuk CaO ini sudah siap digunakan sebagai kalsium sumber hidroksiapatit sintetis (HACK).

2.3 Pengujian Mekanis

2.3.1 Pengujian Kekerasan

Pengujian kekerasan adalah pengujian yang menggunakan penekan berupa piramida intan dengan sudut diantara dua bidang yang berhadapan adalah 136° . sudut ini dipilih karena nilai tersebut mendekati sebagian besar nilai perbandingan yang diinginkan antara diameter lekukan dan diameter bola penumbuk pada uji kekerasan *brinell*. Kelebihan dari uji kekerasan lekukan (uji *vickers*) ini adalah tidak merusak material uji karena hasil indentasi sangat kecil, dan biasanya material uji bisa dipakai kembali, skala kekerasan yang kontinu untuk rentang yang luas, dari yang sangat lunak dengan nilai 5 maupun yang sangat keras dengan nilai 1500 karena indenter intan yang sangat keras, dapat dilakukan pada benda pada ketipisan 0.006 inch. Sedangkan kekurangan dari uji kekerasan lekukan (uji *vickers*) ini membutuhkan waktu yang cukup lama untuk menentukan nilai kekerasan dan untuk pembuatan spesimen juga membutuhkan waktu yang cukup lama juga karena permukaan material uji yang harus benar-benar rata sejajar, bersih, mengkilap, dengan ketinggian sama tidak boleh miring sehingga uji kekerasan lekukan ini jarang dipakai untuk kebutuhan rutin.

Pada percobaan yang dilakukan, pengujian kekerasan lekukan ini menggunakan alat *vickers hardness tester*. Alat ini memakai indenter piramida intan yang berbentuk bujur sangkar untuk membuat jejak pada material dengan beban tertentu. Besar sudut antar permukaan-permukaan piramida yang saling berhadapan adalah (136°). Panjang diagonal yang diukur pada arah horizontal ditandai dengan d1 dan arah vertikal ditandai dengan d2 yang kemudian dihitung d rata-rata sebagai panjang diagonal jejak. Nilai kekerasan dapat dihitung menggunakan rumus vickers sebagai berikut:

$$\text{VHN} = \frac{2P \sin(\frac{\theta}{2})}{d^2} = \frac{(1,854)P}{d^2} = \dots\dots$$

dengan :

P = beban yang ditetapkan (kg)

D = panjang diagonal penginjakan penetrator (mm)

Θ = sudut antara permukaan intan (*vickers*) = 136°

Angka kekerasan *vickers* didefinisikan sebagai beban dibagi luas permukaan lekukan. Pada prakteknya, luas ini dihitung dari pengukuran mikroskopik panjang diagonal jejak. Percobaan uji kekerasan dengan variasi beban indenter ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh apa saja yang terjadi dalam uji kekerasan suatu material dan mempelajari teknik pemilihan beban ideal sehingga dapat menghasilkan data kekerasan yang akurat (Dahlan, Hadijaya, 2000).

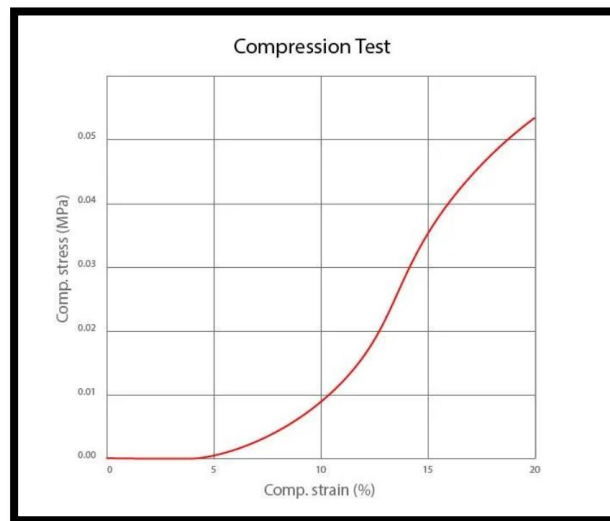
2.3.2 Pengujian Tekan

Pengujian tekan berfungsi untuk mengetahui sifat mekanis dari suatu logam terhadap tarikan di mana sifat mekanis tersebut antara lain mengetahui titik luluh, titik tarik maksimum, titik putus, dan karakter bahan (ulet dan getas). Terutama untuk keperluan perencanaan konstruksi maupun pengerjaan logam tersebut, untuk melengkapi informasi rancangan dasar kekuatan suatu bahan dan sebagai data pendukung penelitian penulis.

Pengujian tekan adalah salah satu jenis pengujian mekanik yang paling mendasar, di samping uji tarik dan fleksi. Uji tekan digunakan untuk menentukan perilaku material di bawah beban penghancuran yang diterapkan, dan biasanya dilakukan dengan menerapkan tekanan tekan ke spesimen uji (biasanya geometri berbentuk kubus atau silinder) menggunakan plat atau perlengkapan khusus pada mesin uji universal. Selama pengujian, berbagai sifat material dihitung dan diplot

sebagai diagram tegangan-regangan yang digunakan untuk menentukan kualitas seperti batas elastis, batas proporsional, titik luluh, dan kekuatan luluh.

Pengujian tekan memungkinkan produsen menilai integritas dan keamanan bahan, komponen, dan produk selama beberapa fase proses pembuatan. Aplikasi potensial dapat bervariasi dari pengujian kekuatan kaca depan mobil hingga pengujian ketahanan balok beton yang digunakan dalam konstruksi. Bahan yang menunjukkan kekuatan tarik tinggi cenderung menunjukkan kekuatan tekan yang rendah. Demikian juga, bahan yang memiliki kekuatan tekan yang tinggi cenderung menunjukkan kekuatan tarik yang rendah. Oleh karena itu, pengujian kompresi sering digunakan pada material rapuh seperti beton, logam, plastik, keramik, komposit, dan material bergelombang seperti karton. Bahan-bahan ini sering digunakan dalam kapasitas penahan beban di mana integritasnya di bawah gaya tekan sangat penting.



Gambar 16. Contoh grafik hasil pengujian kompresi
(Sumber: Buku Mekanika Kekuatan Material)

2.4 Preparasi *Filler* Gigi Tiruan

2.4.1 Proses Kalsinasi Bubuk Cangkang Kerang Darah

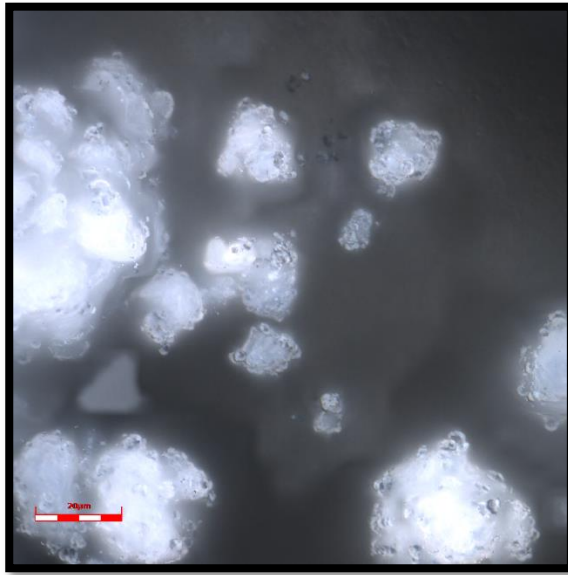
Implan tulang merupakan salah satu material sintetik yang digunakan sebagai alternatif penyembuhan patah tulang. Tulang memiliki kapasitas untuk mengalami pertumbuhan regeneratif, tetapi pada berbagai kasus klinis masih diperlukan pembedahan dan tranplantasi. Rekonstruksi dengan tranplantasi dapat dilakukan dengan allograft, autograft, xenograft ataupun berbagai *biomaterial* sintetis. *Biomaterial* sintetis diharapkan dapat mengatasi limitasi allograft, autograft ataupun xenograft (Sopyan, dkk., 2007). Hidroksiapatit (HA) dapat digunakan sebagai implan sintetik karena memiliki struktur yang sama dengan struktur tulang dan gigi (Muntamah, 2011).

Hidroksiapatit dapat disintesis dengan berbagai metode, yaitu metode presipitasi, metode *mechano chemical*, metode *solid state reaction*, metode *sol gel*, dan metode *hidrotermal* temperatur rendah. Metode *hidrotermal* merupakan metode yang paling tepat untuk memperoleh hidroksiapatit dengan kualitas bagus, kemurnian tinggi, bentuk ukuran seragam, kristalinitas tinggi, dan reaktivitas sangat tinggi (Yoshimura dan Byrappa, 2008). HA dapat dibuat dengan cara alami dan sintetik. Senyawa alami tersebut diperoleh kulit kerang. Dinas Perikanan dan Kelautan Provinsi Riau (2012) menyatakan bahwa Provinsi Riau menghasilkan kerang sebanyak 34.388.500 ton selama tahun 2012. Provinsi Riau merupakan provinsi yang banyak menghasilkan kerang sehingga banyak limbah kulit kerang yang dapat mencemari lingkungan. Oleh karena itu, dilakukan upaya untuk mengurangi pencemaran lingkungan dengan memanfaatkan limbah kulit kerang sebagai bahan baku pembuatan HA. Bentuk dan ukuran kulit kerang dapat dilihat pada Gambar 17.



Gambar 17. Cangkang kerang darah

Kulit kerang memiliki komposisi kalsium karbonat yang lebih tinggi daripada kulit telur. Kalsium karbonat tersebut digunakan sebagai precursor dalam pembuatan HA (Despaesi, 2015). Metode *hidrotermal* menggunakan air sebagai pelarut yang dipanaskan dalam bejana tertutup. Pada sintesis nano HA dalam metode ini dipilih kalsium (Ca) dan fosfor (P) yang selanjutnya dilakukan pencampuran dengan ratio Ca/P adalah 1.67. Setelah pencampuran kemudian di simpan dan dicuci lalu disaring. Tahap akhir pengeringan dengan menggunakan *oven* dan kalsinasi dengan menggunakan *furnace* (Pandya dan Anitha, 2014). Reaksi yang terjadi pada sintesis HA menggunakan metode *hidrotermal* dengan temperatur operasi 90°C dengan kecepatan pengadukan 300 rpm dan waktu pengadukan (waktu reaksi) selama 150 menit adalah reaksi heterogen. Temperatur kalsinasi kulit kerang 1000°C selama 6 jam menyebabkan terjadinya dekomposisi kalsium karbonat (CaCO_3) menjadi kalsium oksida (CaO). Sintesis HA dilakukan menggunakan (CaO) dari kulit kerang yang direaksikan dengan ammonium dihidrogen posfat ($\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$) pada temperatur operasi 90°C dan temperatur kalsinasi optimum HA 900°C dengan menggunakan metode *hidrotermal* temperatur rendah selama 1 jam.



Gambar 18. Mikrostruktur cangkang kerang darah mesh 400

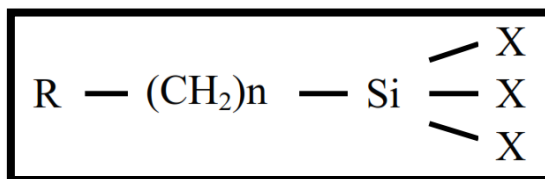
2.4.2 Proses Silanisasi Titanium Dioksida

Perbaikan ikatan antarmuka antara serat dan matriksnya dapat dilakukan dengan cara memodifikasi permukaan serat secara perlakuan kimia. Salah satu cara perlakuan kimia yang dapat dilakukan adalah dengan penambahan *silane coupling agent*. Silane (Silicane) adalah senyawa anorganik dengan rumus kimia SiH_4 . Ini adalah gas beracun yang tidak berwarna, piroforik, dengan bau yang tajam, dan menyengat, seperti asam asetat. Silane dengan ikatan organik dan anorganik digunakan sebagai bahan penghubung (*coupling agent*). Silane merupakan suatu unsur kimia yang berbahan dasar silikon. Silane berfungsi untuk mengikat dua material yang berbeda yaitu fiber dan komposit (Nuryono et al., 2015).

Silane digunakan sebagai *coupling agent* agar serat alam dapat berikatan dengan matrik polimer, sehingga menstabilkan material komposit. Penggunaan *coupling agent* merubah permukaan penguat menjadi *hydrophobic* sehingga mampu mengikat polymer dengan baik (Mohanty et al., 2005).

Struktur umum silane adalah $\text{R} - (\text{CH}_2)_n - \text{Si} - \text{X}_3$, dimana R adalah kelompok organofungsional yang bereaksi dengan matrik, $(\text{CH}_2)_n$ merupakan

penghubung, Si adalah atom silicon dan X adalah kelompok yang menghidrolisis untuk membentuk kelompok silanol dalam larutan dan ini bereaksi dengan gugus hidroksil dari selulosa yang berada dipermukaan serat.



Gambar 19. Struktur ikatan silane

Gambar 19 menunjukkan mekanisme pengikatan dari *silane coupling agent*. *Interface* kedua zat berinteraksi secara kompleks terhadap faktor-faktor fisik dan kimia. Sebagian besar organosilane banyak yang memiliki satu unsur organik dan 3 unsur terhidrolisis. Grup R terdiri dari beberapa macam seperti, aminopropyl, vynil, methacrelaxypropyne, dan lain-lain. Grup X terdiri dari beberapa macam seperti chloro, methoxy, etoxy, dan lain-lain.

Adhesi kuat terjadi karena silanisasi yang dilakukan pada nanopartikel Titanium dioksida dengan menggunakan silane coupling agent dan akan membentuk molecular bridge yang meningkatkan ikatan antara resin akrilik dengan filler titanium dioksida (Chen et al., 2019). Gambar 19 menunjukkan ilustrasi gambaran ikatan antara *silane coupling agent*, selulosa, dan resin polimer.

Cara kerja silane melalui beberapa tahap yaitu hidrolisis dan kondensasi. Fiber yang telah diaplikasikan silane akan membentuk ikatan. Ikatan tersebut akan terbentuk apabila proses hidrolisis dan kondensasi telah terjadi. Proses hidrolisis dilakukan dengan cara menguraikan bahan anorganik melalui proses pengeringan dan berlanjut dengan proses kondensasi agar terjadi ikatan kimia yang kuat (Fonseca. R et al., 2015).

Pada proses hidrolisis terjadi proses pengaktifan silane yaitu perubahan dari silane menjadi silanol (SiOH) yang merupakan protonasi cepat dan *reversible* dari gugus alkoxsilane. Proses hidrolisis terjadi ketika awal dilakukannya pengeringan silane, dimana gugus hidroksil yang terdapat pada permukaan fiber akan bereaksi dengan gugus silanyl yang terdapat pada silane yang akan

menghasilkan gugus alkoksisilane. Pembentukan gugus alkoksisilane akan mengubah silane menjadi silanol yang merupakan protonasi cepat dan *reversible* dari gugus alkoksisilane. Setiap reaksi yang terjadi pada gugus alkoksisilane membutuhkan zat pelarut atau air dengan kadar yang tepat, dimana untuk satu gugus alkoksisilane membutuhkan tiga molekul air. Gugus alkoksisilane selama proses hidrolisis berlangsung akan mengalami perubahan dari gugus monoalkoksisilane menjadi gugus dialkoksisilane dan gugus triakoksisilane. Gugus triakoksisilane ini yang memiliki peranan penting terhadap kekuatan adhesi pada fiber dan resin komposit (Prasetyo et al., 2013).

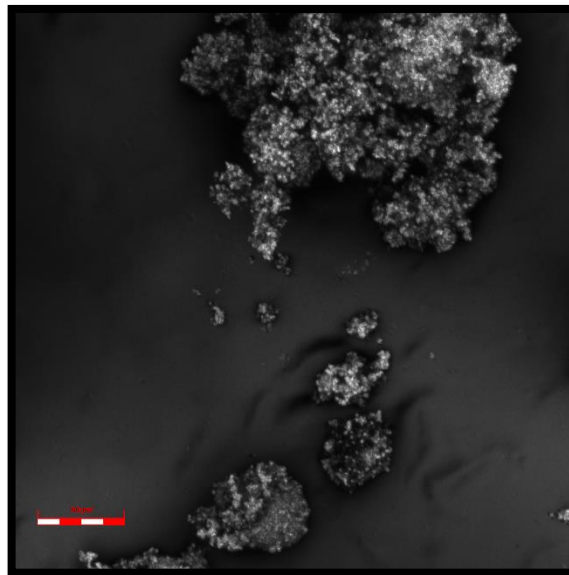
Proses selanjutnya adalah proses kondensasi yaitu molekul *silanol* berubah menjadi bentuk *oligomer* dengan ukuran yang dipengaruhi oleh temperatur, kelarutan, dan pH (Zhang M et al., 2012). Pada proses kondensasi nantinya akan terbentuk ikatan kovalen (Anusavice, K. J., 2013). Proses perubahan gugus pada silane terjadi bersamaan dengan proses perubahan fisik dari silane yang awalnya bersifat cair menjadi kental atau semakin padat berdasarkan banyaknya penambahan silane. Proses ini terjadi pada saat proses kondensasi, akan terbentuk ikatan kovalen yang diikuti oleh kehilangan air. Proses kondensasi dibantu dengan cara melakukan pengeringan, sehingga apabila penambahan silane dengan volume sedikit akan mempercepat proses pengeringan tersebut (Matisons, J. G., 2012).

Silane coupling agent bekerja pada *interface* antara bagian anorganik dan bahan organik untuk mengikat atau menggabungkan dua material yang tidak sama tersebut. Salah satu faktor yang mempengaruhi ikatan adalah perpindahan air ke permukaan hidrofilik. *Silane coupling agent* memiliki sifat fisik dan kimia yang tidak hanya meningkatkan kekuatan ikatan tetapi juga mencegah *de-bonding* antarmuka selama komposit digunakan (Prasetyo, 2013).

Beberapa faktor yang mempengaruhi kerja silane yaitu pH larutan silane, volume silane, lama pengeringan silane, temperatur, dan cara pengeringan silane. Pemberian volume silane yang tepat dapat memberikan ikatan yang baik antara komposit dengan fiber, mengurangi penyerapan air yang dapat merubah sifat *fiber* yang hidrofilik menjadi hidrofobik yang akan berdampak pada peningkatan adhesi

dan kekuatan mekanik salah satunya kekerasan dari material tersebut (Prasetyo, 2013). Pengeringan silane bertujuan untuk pelepasan pelarut seperti air, alkohol, dan asam asetat yang menyebabkan eliminasi ikatan hidrogen pada permukaan fiber sehingga dapat meningkatkan energi permukaan pada fiber agar dapat memperantarai ikatan antara fiber dan silane. Pelepasan pelarut yang tidak sempurna akan mengganggu ikatan yang tercipta, sehingga diperlukan proses pengeringan pada proses hidrolisis dengan cara yang tepat (Fonseca. R et al., 2015).

Silane coupling agent pada komposit berfungsi untuk mencegah masuknya air pada ikatan antara serat dan matriks karena *silane coupling agent* merubah ikatan matriks dan serat yang *hydrophilic* menjadi ikatan *hydrophobic*. Komposit serat alam dengan gabungan *coupling agent* menunjukkan kekuatan tarik lebih tinggi dibandingkan komposit tanpa *coupling agent* pada jumlah serat yang sama. Pernyataan tersebut telah dibuktikan dalam beberapa penelitian, diantaranya Thamae dan Baillie (2007), Prasetyo (2013), dan Asumani (2012).



Gambar 20. Mikrostruktur titanium dioksida mesh 400