

**PENGEMBANGAN MATERIAL ELEMEN GIGI TIRUAN BERBASIS RESIN
AKRILIK DENGAN MATERIAL SUBSTITUSI TITANIUM DIOKSIDA (TiO₂)
dan SINTESIS HIDROSIAPATIT BUBUK CANGKANG KERANG DARAH
(ANADARA GRANOSA)**

**DEVELOPMENT OF ACRYLIC RESIN-BASED DENTAL ELEMENT
MATERIALS WITH TITANIUM DIOXIDE (TiO₂) SUBSTITUTION
MATERIALS AND SYNTHESIS OF HYDROXYAPATITE OF BLOOD
SHELL SHELL POWDER (ANADARA GRANOSA)
OLEH**

NURUL ANNISA AULIA RUSTAN

D022211009



PROGRAM STUDI MAGISTER TEKNIK MESIN

FAKULTAS TEKNIK

UNIVERSITAS HASANUDDIN

GOWA

2023

PENGAJUAN TESIS

**PENGEMBANGAN MATERIAL ELEMEN GIGI TIRUAN BERBASIS RESIN
AKRILIK DENGAN MATERIAL SUBSTITUSI TITANIUM DIOKSIDA (TiO₂)
DAN SINTESIS HIDROSIAPATIT BUBUK CANGKANG KERANG DARAH
(*ANADARA GRANOSA*)”**

Tesis

Sebagai Salah Satu Syarat untuk Mencapai Gelar Magister

Program Studi Ilmu Teknik Mesin

Disusun dan diajukan oleh

ttd

NURUL ANNISA AULIA RUSTAN

D02211009

Kepada

FAKULTAS TEKNIK

UNIVERSITAS HASANUDDIN

GOWA

2024

LEMBAR PENGESAHAN

**PENGEMBANGAN MATERIAL ELEMEN GIGI TIRUAN BERBASIS RESIN
AKRILIK DENGAN MATERIAL SUBTITUSI TITANIUM DIOKSIDA (TiO₂)
dan SINTESIS HIDROSIAPATIT BUBUK CANGKANG KERANG DARAH
(ANADARA GRANOSA)**

Disusun dan diajukan oleh

NURUL ANNISA AULIA RUSTAN

D022211009

Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka
Penyelesaian Studi Program Magister Program Studi Teknik Mesin
Fakultas Teknik

Universitas Hasanuddin

pada tanggal 4 Juli 2024

dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

Menyetujui
Komisi Penasehat,

Pembimbing Utama



Dr. Ir. Muhammad Syahid, ST., MT
NIP. 197707072005111001

Pembimbing Pendamping



Dr. Ir. Hairul Arsyad, ST., MT
NIP. 197503222002121001

Dekan Fakultas Teknik
Universitas Hasanuddin



Prof. Dr. Eng. Ir. Muhammad Isran Ramli,
ST.,MT.,IPM.,ASEAN. Eng
NIP. 19730926 2000121002

Ketua Program Studi
Magister Teknik Mesin



Dr. Eng. Novriany Amaliyah, ST, MT
NIP. 197911122008122002

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS DAN PELIMPAHAN HAK CIPTA

Yang bertanda tangan di bawah ini

Nama : Nurul Annisa Aulia Rustan

Nomor mahasiswa : D02211009

Program studi : Teknik Mesin

Dengan ini menyatakan bahwa, tesis berjudul “Pengembangan Material Elemen Gigi Tiruan Berbasis Resin Akrilik Dengan Material Substitusi Titanium Dioksida (Tio₂) Dan Sintesis Hidrosiapatit Bubuk Cangkang Kerang Darah (Anadara Granosa)” adalah benar karya saya dengan arahan dari komisi pembimbing (Dr. Ir. Muhammad Syahid, ST., MT sebagai Pembimbing Utama dan Dr. Ir. Hairul Arsyad, ST., MT sebagai Pembimbing Pendamping). Karya ilmiah ini belum diajukan dan tidak sedang diajukan dalam bentuk apa pun kepada perguruan tinggi mana pun. Sumber informasi yang berasal atau dikutip dari karya yang diterbitkan maupun tidak diterbitkan dari penulis lain telah disebutkan dalam teks dan dicantumkan dalam Daftar Pustaka tesis ini. Sebagian dari isi tesis ini telah dipublikasikan di Revue des Composites et des Matériaux Avancés “*Development Of Acrylic Resin Based Dental Elements Materials With Material Substitution Of Titanium Dioxide (Tio₂) And Synthesis Of Hydroxyapatite Of Blood Shell Powder (Anadara Granosa)*”

Dengan ini saya melimpahkan hak cipta dari karya tulis saya berupa tesis ini kepada Universitas Hasanuddin.

Gowa, 4 Juli 2024

Yang menyatakan



Nurul Annisa Aulia Rustan

ABSTRAK

Nurul Annisa Aulia Rustan . Pengembangan Material Elemen Gigi Tiruan Berbasis Resin Akrilik Dengan Material Substitusi Titanium Dioksida (TiO_2) dan Sintesis Hidroksiapatit Bubuk Cangkang Kerang Darah (Anadara Granosa) (dibimbing oleh **Muhammad Syahid** dan **Hairul Arsyad**)

Resin akrilik (polimetil metakrilat) merupakan salah satu bahan untuk pembuatan gigi tiruan yang diaplikasikan dalam kedokteran gigi klinis. Namun gigi tiruan masih memiliki sifat mekanik yang rendah Untuk meningkatkan sifat mekanik PMMA dilakukan penambahan serbuk keramik .Pada Penelitian ini Pengembangan gigi tiruan dilakukan dengan Penambahan *titanium dioksida* (TiO_2) dan Hidroksiapatit yang berasal dari serbuk cangkang kerang darah (anadara granosa) untuk meningkatkan sifat mekanik. Sebelum pembuatan spesimen dilakukan terlebih dahulu dilakukan silanisasi pada *titanium dioksida* TiO_2 dengan penambahan *Silane Agent Coupling* dan Sintesis Hidroksiapatit pada Serbuk cangkang kerang darah dengan menambahkan $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$. kandungan hidroksiapatit yang terbentuk dan hasil yang didapatkan dari Uji XRD adalah 96 %.Pada penambahan penguat TiO_2 nilai pengujian mekanis yaitu pengujian kekerasan dan pengujian tekan tertinggi berada pada presentasi 35 % Sedangkan pada penambahan penguat Sintesis Hidroksiapatit pada serbuk cangkang kerang darah nilai pengujian mekanis yaitu pengujian kekerasan dan pengujian tekan tertinggi berada pada presentasi 35 % Pada pengujian struktur mikro dapat dilihat bahwa pada penambahan TiO_2 diamati bahwa partikel TiO_2 (*Titanium Dioksida*) dapat menyatu dengan baik hal ini dimungkinkan karena adanya penambahan silane agent coupling yang berfungsi sebagai penguat ikatan antar muka selain itu partikel TiO_2 akan mengisi ruang kosong antar partikel di dalam Resin Akrilik Polimerisasi panas (PMMA Heat Cure) sehingga jumlah partikel yang kontak dengan sekitarnya lebih besar Sedangkan pada sintesis Hidroksiapatit pada Serbuk cangkang kerang darah

Kata Kunci: *Gigi Tiruan, PMMA Heat Cure, Titaniumdioksida (TiO_2), Serbuk Cangkang Kerang Darah, Hidrosiapatit*

ABSTRAK

Nurul Annisa Aulia Rustan . Development Of Acrylic Resin Based Dental Elements Materials With Materialssubstitution Of Titanium Dioxide (TiO₂) And Synthesis Of Hydroxiapatite Of Blood Shell Shell Powder (Anadara Granosa) supervised by **Muhammad Syahid** dan **Hairul Arsyad**)

Acrylic resin (polymethyl methacrylate) is one of the materials for making dentures which is applied in clinical dentistry. However, dentures still have low mechanical properties. To improve the mechanical properties of PMMA, ceramic powder was added. In this research, the development of dentures was carried out by adding titanium dioxide (TiO₂) and hydroxyapatite derived from blood cockle shell powder (anadara granosa) to improve the mechanical properties. . The addition of reinforcements is based on presentation calculated based on weight, namely 15%, 25%, or 35% of the filler weight compared to the total weight. Before making the specimen, silanization was first carried out on titanium dioxide TiO₂ by adding Silane Coupling Agent and Synthesis of Hydroxyapatite on blood cockle shell powder by adding NH₄H₂PO₄. The XRD test on samples of Blood Clam Shell Powder was carried out to determine the hydroxyapatite content formed and the results obtained from the Hydroxyapatite in blood cockle shell powder, the highest mechanical test value, namely hardness testing and compression testing, was at a presentation of 35%. In microstructure testing, it can be seen that when TiO₂ was added, it was observed that the TiO₂ (Titanium Dioxide) particles could combine well, this was possible due to the addition of silane. coupling agent which functions as a reinforcement for interfacial bonds. Apart from that, the TiO₂ particles will fill the empty space between the parts in the hot Polymerization Acrylic Resin (PMMA Heat Cure) so that the number of particles in contact with the surroundings is greater. Meanwhile, in the synthesis of Hydroxyapatite in Blood Clam Shell Powder

Key words: Denture, Titanium dioxide, Blood Clam, Hydrocyapatite

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadirat Allah SWT, yang telah memberikan rahmat dan hidayahnya agar saya selaku penulis dapat menyelesaikan penelitian dan Tesis ini yang menjadi salah satu syarat kelulusan Departemen mesin, Fakultas Teknik, Universitas Hasanuddin dan salawat serta salam kita sampaikan kepada junjungan kita nabi Muhammad SAW yang telah membawa umat islam ke kehidupan yang lebih beradap..

Saya menyadari dalam menyelesaikan skripsi dan penelitian ini tidaklah mudah, banyak hambatan dan masalah yang dihadapi hingga sampai ke titik ini. Namun berkat doa dan dukungan dari berbagai pihak akhirnya penelitian dan Tesis ini telah selesai

Oleh karena ini dengan penuh rasa hormat dan tulus saya selaku penulis mengucapkan banyak terima kasih kepada Bapak Dr. Muhammad Syahid, ST., MT selaku pembimbing pertama dan Bapak Dr. Hairul Arsyad, ST. MT selaku pembimbing kedua, yang telah memberikan sangat banyak pelajaran berharga bagi saya, yang tidak bisa ternilai harganya dengan apapun, meluangkan waktu dan tenaganya, dan juga memberikan motivasi dan ide-ide kepada saya sehingga saya dapat menyelesaikan skripsi ini.

Tak lupa secara khusus penulis haturkan ucapan terimakasih kepada Ayahanda sekaligus motivasi hidup saya Rustan Saebe yang telah memberikan sangat banyak pelajaran berharga kepada saya dan Ibunda Niswah Spd yang telah merawat saya tanpa lelah dari kecil hingga saat ini, dan memberikan semangat serta dukungan yang tidak ada habisnya kepada saya, dan juga kepada adik saya Muh. Fajrul Islam R. dan Nurul Azisah Maharani R., yang telah memberikan dukungan dan semangat kepada saya, serta keluarga besar yang namanya tidak bisa disebutkan satu-persatu yang selalu ada memberikan dukungan kepada saya.

Pada kesempatan ini pula perkenankan penulis menghaturkan ucapan terima kasih kepada semua pihak yang telah membantu dalam menyelesaikan penelitian dan skripsi ini, ucapan terima kasih kepada:

1. Bapak Prof. Dr. Eng. Jalaluddin, ST., MT dan kepada Bapak Dr. Muhammad Syahid, ST., MT selaku Ketua Departemen dan Sekretaris Departemen Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin beserta staff dalam membantu administrasi dalam pengurusan tugas akhir ini.
2. .Yth. seluruh Bapak/Ibu Dosen Departemen Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin yang telah membimbing dan membagikan ilmu kepada penulis.
3. Seluruh Pihak SMK Negeri 5 Makassar dan SMK Negeri 2 Makassar yang memberikan izin dan dukungan
4. Ridwansyah Burhanuddin yang membantu penulis dalam menjalani proses pengambilan data penelitian dari awal sampai selesai.
5. Teman – teman Pasca Teknik Mesin 2021 seperjuangan kader dari mahasiswa baru hingga menjadi mahasiswa tingkat akhir, dimana telah memberi bantuan dan semangat dalam menyelesaikan tugas akhir penulis.
6. Teman – teman Wacana dan VPP di laboratorium pengecoran yang telah banyak membantu dan mendukung penulis dalam penelitian ini.
7. Serta semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu per satu yang telah banyak membantu penulis dalam menyelesaikan tugas akhir ini.

Semoga Allah *swt* membalas kebaikan kalian semua baik dengan pahala ataupun rejeki. penulis menyadari skripsi ini masih jauh dari kata sempurna, sehingga penulis dengan sangat terbuka menerima keritikan dan saran yang membangun untuk memperbaiki skripsi ini kedepanya, agar berguna bagi pembaca nantinya

Gowa, 25 Desember 2023

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	
LEMBAR PENGESAHAN.....	i
KATA PENGANTAR.....	ii
DAFTAR ISI.....	iii
DAFTAR GAMBAR.....	iv
DAFTAR TABEL.....	vi
I. PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	4
1.3 Tujuan Penelitian.....	4
1.4 Manfaat Penelitian.....	4
1.5 Batasan Masalah.....	4
II. TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Struktur Gigi	6
2.1.1 Struktur Anatomi Gigi.....	7
2.1.2 Pengujian Kekerasan , Tes Kompresi dan Metalografi pada gigi Asli Manusia.....	8
2.2 Material Gigi Tiruan	12
2.2.1 Titanium Base.....	12
2.2.2 Keramik Base.....	13
2.2.3 Resin Akrilik Base.....	14
2.3 Resin Akrilik	17
2.4 Titanium Dioksida.....	23
2.5 Cangkang Kerang Darah	25
2.6.1 kekerasan Cangkang Kerang Darah	28
2.6 Orisinilitas Penelitian	29
2.7 Pengujian Mekanis.....	31
2.8 Pengujian Mikro.....	32
III. METODOLOGI PENELITIAN	
3.1 Jenis Penelitian	33
3.2 Tempat dan Waktu Penelitian	33
3.3 Variabel Penelitian	33
3.4 Sampel Penelitian.....	34
3.5 Kriteria Inklusi dan Eklusi	34
3.6 Bahan dan Alat penelitian.....	35
3.7 Proses Pembuatan	45
3.8 Diagram Alir Penelitian.....	47

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN	
4.1 Hasil Pengujian XRD.....	48
4.2 Struktur Mikro serbuk TiO ₂ dan Cangkang Kerang Darah....	51
4.3 Hasil Pembuatan Spesimen	52
4.4 Hasil Pengujian Kekerasan.....	53
4.5 Hasil Pengujian Struktur Mikro.....	51
4.6 Hasil Densitas.....	56
4.7 Hasil Pengujian Tekan.....	64
V. PENUTUP	
5.1 .Kesimpulan.....`	70
5.2 Saran.....	70
DAFTAR PUSTAKA.....	72
LAMPIRAN	

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1 Penampang Gigi Manusia	6
Gambar 2 Molar Rahang Atas	7
Gambar 3 . Penampang Pit Gigi Geraham Atas	8
Gambar 4.Kurva tegangan-regangan khas dari enamel, dentin, dan spesimen ED. email-dentin	11
Gambar 5. SEM Jaringan Keras Gigi Pembesaran: 500× saat dicetak dengan lebar 10 Cm	12
Gambar 6. Klasifikasi polimer basis gigi tiruan berdasarkan aktivasi polimerisasi dan menurut spesifikasi ada.	20
Gambar 7.Cangkang Kerang Darah (Anadara Granosa)	25
Gambar 8 Penampang melintang cangkang dan mantel kerang	27
Gambar 9 Blender	34
Gambar 10 Mortar Medis	34
Gambar 11 mesh 200	35
Gambar. 12 Cawan	35
Gambar. 13 Pengaduk kaca	35
Gambar. 14 Labu Erlenmeyer	35
Gambar. 15 Crushible	36
Gambar. 16 Press Hidrolik	36
Gambar. 17 Jangka sorong	36
Gambar. 18 Timbangan Digital	36
Gambar. 19 gelas beaker 50 mm	37
Gambar. 20 Spuit 1ml	37
Gambar. 21 Kertas saring	38
Gambar. 22 Vacum buchner	48
Gambar. 23 Centrifuge Electric	38
Gambar. 24 Magnetic Stirrer	39
Gambar. 25 Rotary evaporator	39
Gambar. 26 Handscoon	39
Gambar. 27 Panci	40
Gambar. 28 Furnace	40
Gambar. 29 Kompor gas Portabel	40

Gambar. 30 <i>Infrared Thermogun</i>	41
Gambar. 31 Hardness Vickers Test	41
Gambar. 32 Alat Pengujian Tekan	41
Gambar. 33 Alat Pengujian Struktur Mikro	42
Gambar. 34 Resin Akrilik Heat cure	42
Gambar. 35 Bubuk TiO ₂	42
Gambar. 36 Cangkang Kerang Darah	42
Gambar. 37 Cairan Monomer PMMA	43
Gambar. 38 Silane Agent Coupling	43
Gambar. 39 Vaseline	43
Gambar 40. Diagram Alir	47
Gambar 41. Grafik Pengujian XRD	49
Gambar 42. Foto Struktur Mikro TiO ₂ dan A/G	51
Gambar 43. Hasil Pembuatan Spesimen	52
Gambar 44. Grafik Pengujian Kekerasan PMMA +TiO ₂	53
Gambar 45. Grafik Pengujian Kekerasan PMMA +A/G	55
Gambar 46. Grafik Pengujian Kekerasan PMMA +TiO ₂ + A/G	56
Gambar 47. Struktur Mikro PMMA +A/G	58
Gambar 48. Struktur Mikro PMMA + TiO ₂	58
Gambar 49. Struktur Mikro PMMA +TiO ₂ + A/G	59
Gambar 50. Hasil Pengamatan SEM	61
Gambar 51 Hasil Pengukuran Butiran SEM	61
Gambar 52. Spektrum EDS PMMA +TiO ₂	62
Gambar 53. Spektrum EDS PMMA +A/G	63
Gambar 54. Grafik Pengujian Tekan PMMA +TiO ₂	65
Gambar 51 Perhitungan Ukuran Butir	66
Gambar 55. Grafik Pengujian Tekan PMMA + A/G	66
Gambar 56. Grafik Pengujian Tekan PMMA +TiO ₂ + A/G	67

DAFTAR TABEL

Tabel 1 Kekerasan Vickers (HV) dari jaringan keras gigi	9
Tabel 2 Metode umum untuk mengukur dan menghitung kekerasan dan modulus elastisitas	10
Tabel 3 Nilai rata-rata dan simpangan baku sifat mekanik jaringan keras gigi dari uji kompresi (n = 10/ bahan)	11
Tabel 4 Paduan Titanium untuk gigi tiruan	13
Tabel 5. Material sintesis untuk gigi tiruan	15
Tabel 6. Tabel Keuntungan dan Kerugian Utama Bahan dasar Gigi Tiruan	15
Tabel 7. Tabel Perkembangan PMMA	17
Tabel 8 . Komposisi bahan resin akrilik teraktivasi panas	18
Tabel 9. Komposisi Kima Serbuk Cangkang Kerang Darah	26
Tabel 10. Tabel Orisinilitas penelitian	29
Tabel 11. Waktu penelitian	32
Tabel 12. Jumlah Sampel	33
Tabel 13. Daftar puncak difraksi Sinar X	50
Tabel 14. Hasil Pengujian kekerasan	53
Tabel 15. Hasil Pengujian Densitas	57
Tabel 16. Hasil Perhitungan Ukuran Butir	63
Tabel 17. Hasil Pengujian Tekan	63

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
∅	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 HA ₁₂ H ₈	Metil metakrilat

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Fenomena penggunaan gigi-gigi manusia dalam pendidikan kedokteran gigi sudah seringkali menjadi pembahasan terkait aspek etika dalam eksperimen yang melibatkan manusia. Hal tersebut diperoleh dari adanya fakta berupa penggunaan gigi manusia untuk prosedur restorative, alat-alat prostetik, dan praktikum mahasiswa pra-klinik. 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 dilakukan dengan cara yang tidak mengindahkan aspek etika dan aspek legal. Untuk mendapatkan gigi tersebut biasanya mahasiswa membeli dari pemakaman ataupun klinik pribadi bahkan dari rekan-rekannya. Selain itu gigi asli saat ini sangat sulit untuk didapatkan guna kepentingan praktikum mahasiswa pra-klinik. Selain itu, seiring dengan meningkatnya kebutuhan gigi untuk praktikum pra-klinik maka dikembangkan gigi tiruan yang memiliki morfologi dan sifat yang mirip dengan gigi asli.

Saat ini, bahan implan yang paling sering digunakan adalah Titanium. Sebagai hasil dari studi ekstensif Branemark, Titanium telah menjadi standar emas dalam kedokteran gigi implan. Namun, revolusi besar di bidang bahan keramik dengan penggunaan zirkonium dioksida dan juga bahan lainnya telah membuka cara baru yang menantang dalam implantologi emen untuk mengubah sifat-sifatnya, terutama untuk tujuan meningkatkan kekuatan, kinerja suhu tinggi, ketahanan mulur, respon terhadap perlakuan panas penuaan, dan kemampuan bentuk a ke b suhu transformasi Titanium murni bertambah atau berkurang, berdasarkan sifat dari elemen paduan. Unsur-unsur paduan seperti (Al, O, N, C) yang cenderung menstabilkan a fasa disebut a-penstabil dan penambahan unsur-unsur ini meningkatkan b suhutransus, sedangkan unsur-unsur yang menstabilkan b fasa dikenal sebagai b penstabil(V, Mo, Nb, Ta, Fe, Cr, Fe, W, Si, Co, Mn, H) dan penambahan unsur-unsur ini b menurunkan suhu transisi. Beberapa elemen yang tidak memiliki efek nyata pada stabilitas salah satu fase, tetapi membentuk

larutan padat dengan Titanium, disebut sebagai elemen netral (Zr dan Sn). Namun, data yang dilakukan oleh Geetha et al. dan Tang dkk. telah membuktikan bahwa penambahan Zr menstabilkan b fase dalam sistem Ti-Zr-Nb. Sampai saat ini, paduan titanium gigi diproduksi dengan cara casting. Karena proses ini tidak memenuhi persyaratan ekonomi dan efisiensi, produksi implan titanium dengan metalurgi serbuk sangat menjanjikan (Braga et al., 2007).

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 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.

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 nanopartikel titanium dioksida dengan spektrum yang luas pada nanopartikel titanium dioksida Pengaruh TiO_2 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 dimanfaatkan dengan baik. Salah satu yang cukup berpotensi adalah cangkang kerang. 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. Kuala Tungkal Jambi menghasilkan kerang darah 267,7 ton per tahun. Hal ini tentunya akan menimbulkan masalah lingkungan akibat limbah cangkang kerang yang tidak dimanfaatkan. 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. Dengan substitusi bahan impor dengan serbuk HA dari cangkang kerang, didapatkan material substitusi baru. Dengan demikian ketergantungan bahan impor bisa dikurangi pada penelitian ini peneliti mengambil sebuah Judul **“Pengembangan Material Elemen Gigi Tiruan Berbasis Resin Akrilik Dengan Material Substitusi Titanium Dioksida (TiO_2) Dan Sintesis Hidroksiapatit Bubuk Cangkang Kerang Darah (Anadara Granosa)”**

1.2 Rumusan Masalah

Dari analisis di atas maka dapat dirumuskan beberapa permasalahan terkait dengan penelitian yang akan dilakukan:

1. Bagaimana pengaruh penambahan penguat TiO_2 dan serbuk kerang darah (*Anadara Granosa*) terhadap kekerasan dan keausan permukaan spesimen gigi tiruan.
2. Bagaimana pengaruh penambahan penguat TiO_2 dan serbuk kerang darah (*Anadara Granosa*) terhadap struktur mikro spesimen gigi tiruan.

1.3 Tujuan Penelitian

Pembuatan produk pembuatan gigi tiruan menggunakan Paduan Titanium serbuk untuk menemukan gigi tiruan yang sesuai gigi Asli Penelitian ini bertujuan untuk:

1. Bagaimana pengaruh penambahan penguat TiO_2 dan serbuk kerang darah (*Anadara Granosa*) terhadap kekerasan dan keausan permukaan spesimen gigi tiruan resin akrilik polimerisasi panas.
2. Bagaimana pengaruh penambahan penguat TiO_2 dan serbuk kerang darah (*Anadara Granosa*) terhadap struktur mikro spesimen gigi tiruan resin akrilik polimerisasi panas.

1.4 Manfaat Penelitian

Dari hasil penelitian ini diharapkan dapat memberikan manfaat sebagai berikut:

1. Diharapkan hasil dari penelitian ini dapat berkontribusi dalam perkembangan ilmu dan teknologi manufaktur bidang rekayasa material khususnya metalurgi serbuk khususnya Bidang Kesehatan Gigi dan Mulut di Indonesia.
2. Diharapkan hasil dari penelitian ini dapat menambah literatur baru dalam pembuatan gigi tiruan.

1.5 Batasan Masalah

Agar tujuan yang diinginkan dapat dicapai dengan maksimal, maka penelitian ini dibatasi beberapa hal yaitu sebagai berikut:

1. Matriks yang digunakan berupa Resin Akrilik *Polimetil Metakrilat* (PMMA) yang ter polimerisasi panas.
2. Penguat yang digunakan berupa serbuk *Titanium dioksida* TiO_2 dan Sintesis Hidroksiapatit serbuk cangkang Kerang darah (*Anadara Granosa*).

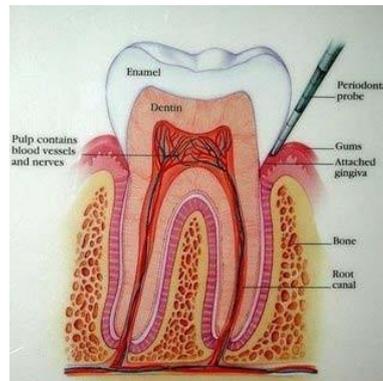
3. Komposisi Tambahan *Titanium dioksida* TiO_2 Sebesar 15%.
4. Komposisi Tambahan serbuk cangkang kerang darah (*Anadara Granosa*) 15%, 25%, dan 35%.
5. Metode Pembuatan gigi tiruan dengan menggunakan cetakan.
6. Pengujian Spesimen yang dilakukan berupa pengujian kekerasan, pengujian tekan dan pengujian struktur mikro.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Struktur Gigi

Gigi adalah alat pencernaan yang amat penting untuk membantu makanan agar mudah dicerna. Umumnya, gigi terdiri dari beberapa bagian utama yaitu: enamel, dentin, pulpa dan cementum/ tulang penyangga. Enamel merupakan substansi yang melapisi bagian gigi yang terlihat, dan merupakan jaringan gigi yang terkeras (berwarna putih kekuningan). Dentin adalah bagian tertebal dari jaringan gigi, dan mempunyai sifat yang menyerupai tulang. Pulpa gigi merupakan suatu jaringan lunak, berisi saraf dan pembuluh darah. Pulpa sangat peka terhadap stimulasi zat kimia dan termis. Sedangkan akar gigi merupakan suatu jaringan ikat yang menyerupai tulang yang dilapisi cementum.



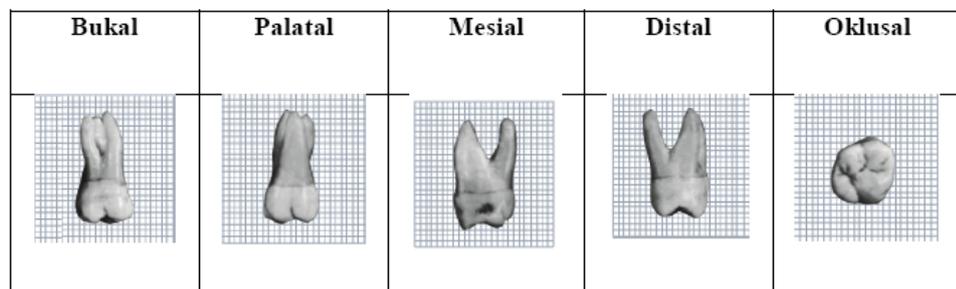
Gambar 1. Penampang Gigi Manusia Sumber :(Asriyadi et al., 2017)

Jaringan keras gigi terdiri dari kombinasi email dan dentin, yang keduanya memiliki komposisi dan struktur yang berbeda. Enamel terutama terbuat dari mineral hidroksiapatit, yang merupakan kristal kalsium fosfat. Ini memiliki permukaan mengkilap dan bervariasi dalam warna dari kuning muda ke putih keabu-abuan. Ini adalah jaringan terkeras dalam tubuh manusia karena hampir tidak mengandung air. Secara struktural, email menutupi seluruh mahkota anatomis gigi di atas gusi dan melindungi dentin. Selama pengunyahan, email bersentuhan langsung dengan makanan. Enamel terdiri dari jutaan batang enamel berbentuk prisma heksagonal seperti trikoma yang memiliki diameter 3-5 m, yang

merupakan 1/100 ketebalan rambut. Enamel gigi tidak beregenerasi setelah terkikis atau terkikis. Enamel memiliki ketebalan dan kerapatan yang bervariasi pada permukaan gigi, paling tebal dan paling keras pada cusp atau tepi gigitan. Enamel gigi sulung kurang keras dari setengah tebal gigi permanen. Dentin terdiri dari mineral hidroksiapatit (70%), bahan organik (20%), dan air (10%). Dentin lebih keras dari tulang tetapi lebih lembut dari email, dan sebagian besar terbuat dari kristal apatit fosfat. (Chun et al., 2014)

2.1.1. Struktur Anatomi gigi

Gigi terdiri dari mahkota, leher (servikal), dan akar gigi. Setiap gigi memiliki suplai saraf, suplai arteri, serta drainase vena tersendiri, dan 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.

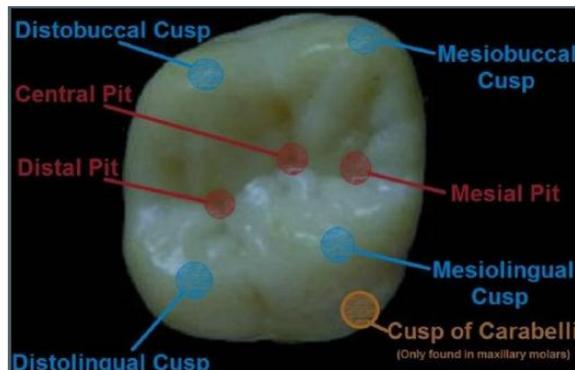


Gambar 2. Molar Rahang Atas Sumber : (Asriyadi et al., 2017)

Erupsi : 6-7 tahun

Panjang: 20,5 mm (korona 7,5 mm, akar palatal 13 mm, akar MB dan DB 12 mm)

- Bentuk trapezium dari segala arah kecuali oklusal
- Gigi yang terbesar di rahang atas
- Letak pada gigi ke-6 dari linea mediana
- Mempunyai 4 cusp, yaitu cusp mesiopalatal, cusp mesiobuccal, cusp distobuccal, cusp distopalatal, dan cusp carabelli (cusp tambahan)



Gambar 3. Penampang Pit Gigi Geraham Atas(Sumber:Asriyadi et al., 2017)

2.1.2. Pengujian Kekerasan , Tes Kompresi dan Metalografi pada gigi Asli Manusia

Kekerasan dan 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 anisotropik. Penelitian sebelumnya telah menjelaskan sifat mekanik khususnya modulus elastisitas enamel dan dentin melalui uji kompresi, uji nanoindentation, pengamatan transmit light microscopy (TLM), dan uji nanohardness (NHT). Namun, karena email dan dentin bukanlah bahan yang homogen dan isotropik, mereka tidak mematuhi hukum Hooke. 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).

Gigi manusia yang sehat digunakan sebagai spesimen untuk 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. Metode umum untuk mengukur dan menghitung kekerasan dan modulus elastisitas (Sumber Zhang et al., 2014)

Uji kekerasan	Bentuk indenter	Muat/N	kedalaman lekukan/ MM	Metode pengukuran	Rumus perhitungan	barang yang diuji	Keuntungan dan kekurangan
Vickers kekerasan	persegi berlian, piramida terbentuk oleh kebalikannya sudut 136°	10-1 200, mungkin 0,25, 2 atau 10, kekerasan mikro	1-100	Ukur diagonalnya panjang lekukan $D_5 (D_1 D_2)/2$	$Hv = 1,854 P/D^2$	Ukur kekerasan makro dan kekerasan mikro jaringan keras gigi	Ketika beban berubah, geometri dari lekukan tetap ada serupa, tapi pada skala yang berbeda, geometri indenter tidak bisa serupa
Knoop's kekerasan	persegi berlian, piramida terbentuk oleh dua tidak sama sudut yang berlawanan (Sebuah 172.5° dan 85130°)	2-40, 0.01, 2 atau 10, kekerasan mikro	0,3-30	Mengukur panjang panjang diagonal dari lekukan	$H = 0.102314.23P/L^2$	Ukur kekerasan makro dan kekerasan mikro jaringan keras gigi	Sensitivitas dari mengukur variasi gigi struktur mikro adalah lebih tinggi dari Vickers kekerasan
Berkovi- kedermatanan	Piramida segitiga membentuk sudut dari 65.3 antara garis tengah dan permukaan kerucut	0,5, 0,700 kekerasan nano	0,001-1	Kedalaman waktu nyata dan memuat pengukuran dari lekukan	$H = \frac{P_{maks}}{A_{kontak}}$ $\frac{1}{E_r} = \frac{1}{E} \left(\frac{1-\nu^2}{2} \right)$ $E_r = \frac{2P}{\pi \sqrt{Dh}}$ $S = \frac{DP}{DH}$	Ukur kekerasan mikro dan nanohardness jaringan keras gigi, serta modulus elastisitas	Ini bisa menjadi kedalaman waktu nyata dan memuat pengukuran dari lekukan; kekerasan dan modulus elastisitas dapat diukur pada waktu yang sama; dalam skala yang sangat kecil, geometri indenter bisa serupa, dan hasilnya bisa dibandingkan dengan kekerasan Vickers

SEBUAH area kontak yang diproyeksikan; D, panjang lekukan diagonal/mm; D_1 , panjang diagonal panjang; D_2 , panjang diagonal pendek; E_{ind} , modulus elastisitas indenter; E_s , modulus elastisitas tereduksi; E , modulus elastisitas sampel; H , Kekerasan Knoop, rasio beban ke area kontak yang diproyeksikan; H_v , kekerasan Vickers/(kg/mm²); rasio beban terhadap luas permukaan; L , panjang diagonal panjang; P , beban per kg; P_{maks} , muatan maksimum; S , bongkar kekekuan; ν_{ind} , rasio Poisson dari indenter; ν_s , rasio Poisson sampel.

Tabel 2. Hasil pengukuran kekerasan email dan modulus elastisitas (Sumber : Zhang et al., 2014)

Author	Method and indenter	Site	Load	Hardness/GPa	Elastic modulus/GPa
E Mahoney (2000)	UIMS, Berkovich indenter	1st molar	50 mN 150 mN	4.88±0.41 4.87±0.29	80.94±6.65 79.77±8.86
S Habelitz (2001)	Nanoindentation, sharp cube shaped diamond indenter	3rd molar	1500 µN	Parallel to rod 3.9±0.3; Perpendicular to rod 3.3±0.3; Head 4.3±0.4; Middle 3.7±0.4; Tail 3.9±0.4	Parallel to rod 87.5±2.2; Perpendicular to rod 72.7±4.5; Head 88.0±8.6; Middle 88.0±8.6; Tail 86.4±11.7
SF Ang (2009, 2010)	Nanoindentation, spherical indenter	3rd molar	5–11 mN 0.4 mN	5.7±0.3	123 86.4±11.7
B He (2010)	Knoop hardness indenter	3rd molar	50 g	Lingual 352.5±23.3; Buccal 351.7±42.1	
Y-R Jeng (2011)	Nanoindentation, Berkovich indenter	Premolar		Head 5.01±0.27; Tail 4.52±0.18; Cross-section 4.58±0.23	102.56±3.01; 97.30±3.96; 97.72±3.09
JL Cuy (2002)	Nanoindentation, Berkovich indenter	2nd, 3rd molar	400 or 800 nm in depth	Surface>6; Near DEJ<3	Surface>115; Near DEJ<70
ME Barbour (2003)	Nanoindentation, Berkovich indenter	3rd molar	3 000 µN 5 000 µN 7 000 µN	4.81±0.15 4.77±0.13 4.75±0.12	99.6±1.8 101.9±1.6 105.2±1.3
EK Mahoney (2004)	UIMS, Berkovich indenter	1st molar	20 mN	3.66±0.75	75.57±9.98
J Ge (2005)	Nanoindentation, Berkovich indenter	3rd molar	1 000 µN 300 µN	Rod 4.3±0.8 Sheath 1.1±0.3	Rod 83.4±7.1 Sheath 39.5±4.1
LH He (2006, 2009)	Nanoindentation, Berkovich indenter and spherical indenter	Premolar	450 mN 25 mN	Surface 5±0.45; Cross-section 4.5±0.45 Inner layer 3.05±0.41; Outer layer 3.98±0.19	Surface 60–100; Cross-section 40–80 Inner layer 56.80±5.39; Outer 82.67±1.80
B-B An (2012)	Nanoindentation, Berkovich indenter	Molar	3 mN		Surface 80; Middle layer 68; Inner layer 60 120–130
A Braly (2007)	Nanoindentation, Berkovich indenter	3rd molar		6–7	
S Roy (2008)	Conical Vickers tester	3rd molar	160 g	Near surface 3. 5; Near DEJ 2–2.5	
S Park (2008)	Nanoindentation, Berkovich indenter and Vickers hardness tester	3rd molar		Young: inner 3.1; middle 3.5; outer 4.1 Aged: inner 3.0; middle 3.4; outer 4.0	75; 82; 87 79; 90; 100

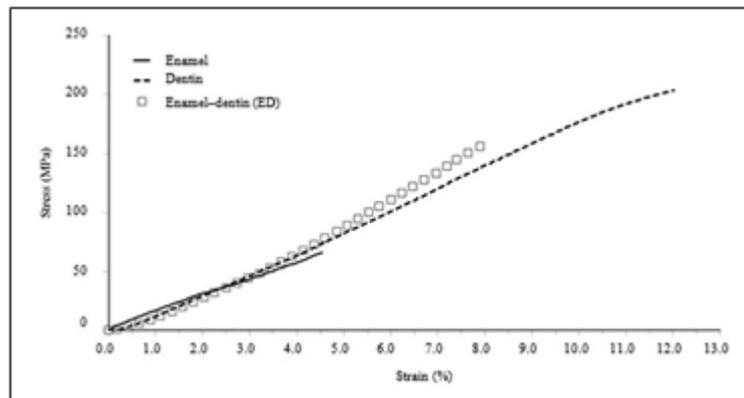
DEJ, dentinoenamel junction; UIMS, ultra-micro-indentation system.

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 3 .Nilai rata-rata dan simpangan baku sifat mekanik jaringan keras gigi dari uji kompresi (n = 10/ bahan). (Sumber :Chun et al., 2014).

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.

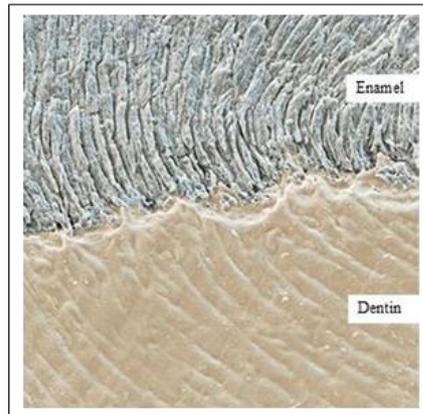


Gambar 4. Kurva tegangan-regangan khas dari enamel, dentin, dan spesimen ED. ED: email-dentin. (Sumber: Chun et al., 2014).

Gambar 4 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 R² 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 4 dan Tabel 4, 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 hidroksiapatit (garam kalsium dan fosfor) yang tertanam dalam matriks protein. Dentin membentuk sebagian besar gigi. Ini terdiri dari jaringan ikat mineral.



Gambar 5. SEM Jaringan Keras Gigi Pembesaran: 500× saat dicetak dengan lebar 10 cm (diizinkan oleh <http://www.sciencephoto.com>)

Selain menggunakan PMMA Heatcure telah dilakukan juga penelitian dengan menggunakan PMMA Self Cure

2.2. Material Gigi Tiruan

Untuk membuat gigi tiruan atau dental implant telah banyak dikembangkan beberapa bahan logam, Keramik dan Termoplastik.

2.2.1. Titanium Base

Untuk bahan logam sendiri yang paling umum dan banyak dikembangkan adalah penggunaan titanium. dengan berkonsentrasi pada artikel dan laporan terbaru tentang biokompatibilitas dan daya tahan implan. Implan yang dibuat terutama dari titanium telah digunakan untuk pembuatan implan gigi sejak sekitar tahun 1981. Paduan utamanya adalah titanium murni komersial (cpTi) dan Ti-6Al-4V, keduanya memberikan tingkat keberhasilan klinis hingga 99% pada 10 tahun. Kedua paduan tersebut biokompatibel dalam kontak dengan tulang dan jaringan gingiva, dan mampu mengalami osseointegration. Investigasi paduan titanium baru yang dikembangkan untuk ortopedi menunjukkan bahwa mereka menawarkan sedikit keuntungan sebagai implan gigi. Temuan utama dari tinjauan ini adalah bahwa paduan cpTi dan Ti-6Al-4v

Adalah bahan yang sangat memuaskan, dan hanya ada sedikit ruang untuk perbaikan sejauh menyangkut kedokteran gigi. Kesimpulannya adalah bahwa bahan-bahan ini akan terus digunakan untuk implan gigi di masa mendatang.

Berbagai paduan titanium yang mengandung setidaknya tiga logam telah dipelajari sebagai bahan implan yang mungkin, termasuk untuk kedokteran gigi. Mereka tercantum dalam. Komponen tambahan biasanya logam transisi, meskipun timah juga telah dimasukkan dalam beberapa studi eksperimental. Dalam beberapa kasus, perubahan komposisi mengakibatkan masuknya oksigen dalam jumlah tambahan meskipun konsentrasi oksigen biasanya tidak dipengaruhi oleh perubahan komposisi logam(W. Nicholson, 2020).

Tabel 4. Paduan Titanium untuk gigi tiruan (Sumber:W. Nicholson, 2020)

Komposisi	Referensi
Ti-15Zr-4Nb-0.2Pd-0.2O-0.05N	Okazaki dkk, <i>Biomaterial</i> , 1998 , 19, 1197.
Ti-15Zr-4Nb-4Ta-4Mo	Okazaki dkk, <i>Biomaterial</i> , 1998 , 19, 1197.
Ti-16Nb-13Ta-4Mo	Niinomi, dkk, <i>ibu. Sci. Ind. SEBUAH.</i> , 1999 ,263, 193.
Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0.2Pd	Okazaki dkk, <i>Biomaterial</i> , 1998 , 19, 1197.
Ti-15Sn-4Nb-0.2Pd-0.2O	Okazaki dkk, <i>Biomaterial</i> , 1998 , 19, 1197.
Ti-15Zr-10Cr	Wang dkk, <i>ibu. Sci. Ind. C.</i> , 2015 ,51, 148.
Ti-13Nb-13Zr	Correa dkk, <i>ibu. Sci. Ind. C.</i> , 2014 ,34, 354.
Ti-29Nb-13Ta-4Mo	Niinomi dkk, <i>ibu. Sci. Ind. SEBUAH.</i> , 1999 ,263, 193.
Ti-29Nb-13Ta-6Sn	Niinomi dkk, <i>ibu. Sci. Ind. SEBUAH.</i> , 1999 ,263, 193.
Ti-29Nb-13Ta-2Sn	Niinomi dkk, <i>ibu. Sci. Ind. SEBUAH.</i> , 1999 ,263, 193.
Ti-19Zr-10Nb-1Fe	Xue dkk, <i>ibu. Sci. Ind. C.</i> , 2015 ,50, 179-186.
Ti-29Nb-13Ta	Raducanu dkk, <i>J.Mekanik. Perilaku Bioma. materi.</i> , 2011 ,4, 1421.
Ti-29Nb-13Ta-7Zr	Correa dkk, <i>ibu. Sci. Ind. C.</i> , 2014 ,34, 354.
Ti-10Zr-5Nb-5Ta	Raducanu dkk, <i>J.Mekanik. Perilaku Bioma. materi.</i> , 2011 ,4, 1421.

2.2.2. Keramik Base

Sedangkan untuk bahan keramik yang pertama kali diperkenalkan ke implan gigi dalam bentuk pelapis metal based endosseous untuk meningkatkan osseointegrasi. Selama 15 tahun terakhir, berbagai bentuk pelapis keramik telah digunakan pada implan gigi. Ini melibatkan pemanfaatan kedua bioactive ceramics, seperti kalsium fosfat dan bioglasses, dan inert ceramics, termasuk aluminium oksida dan zirkonium oksida. Pelapisan dapat padat atau berpori, dengan ketebalan mulai dari 1 hingga 100 µm, tergantung pada metode pelapis yang digunakan. Metode yang berbeda untuk melapisi implan logam,

terdiri dari penyemprotan plasma, sputter-deposisi, lapisan sol-gel, deposisi elektroforesis atau presipitasi biomimetik. Bioaktif keramik telah terbukti melepaskan ion kalsium fosfat di sekitar implan, menghasilkan peningkatan posisi tulang dibandingkan dengan permukaan keramik dan logam yang lebih lembam. Di antara yang paling banyak bahan pelapis kalsium fosfat yang populer adalah hidroksiapatit padat dan fluorapatit yang disemprot plasma dengan perkembangan ilmu biomaterial dan industri teknologi, minat penggunaan keramik sebagai bahan implan gigi semakin bertambah. Keramik, khususnya tetragonal *polycrystalline zirconia* (Y-TZP) yang distabilkan oleh yttrium, menunjukkan Dengan perkembangan ilmu biomaterial dan industri teknologi, minat penggunaan keramik sebagai bahan implan gigi semakin bertambah. Keramik, khususnya tetragonal *polycrystalline zirconia* (Y-TZP) yang distabilkan oleh yttrium, menunjukkan peningkatan sifat mekanik yang menjadikannya substrat yang cocok untuk pembuatan implan gigi.

2.2.3. Resin Akrilik Base

Berbagai macam polimer untuk berbagai aplikasi dalam kedokteran gigi klinis. termoplastik menggunakan resin fleksibel khusus yang mencegah gesekan dengan gusi, memungkinkan pemakainya untuk mengunyah dengan baik. Bahan ini tidak mempunyai cengkeram logam dan bersifat ringan. Gigi tiruan yang fleksibel tidak akan menyebabkan sakit karena reaksi negatif. Gigi tiruan yang fleksibel menggunakan resin fleksibel khusus yang mencegah dari gesekan gusi, memungkinkan pemakainya untuk mengunyah dengan baik (Lowe, 2004). Namun, yang paling sering digunakan saat ini adalah Resin akrilik yang hingga saat ini masih digunakan di bidang kedokteran gigi. Lebih dari 95% plat gigi tiruan dibuat dari bahan resin akrilik. Resin akrilik heat cured memenuhi persyaratan sebagai bahan plat gigi tiruan karena tidak bersifat toksik, tidak mengiritasi jaringan, sifat fisik dan estetik baik, harga relatif murah, dapat di reparasi, mudah cara manipulasi dan pembuatannya.

Tabel 5. Material sintesis untuk gigi tiruan (Sumber : Manappallil John J. et al., 2005a)

Metals and alloys	
Ti and Ti-Al-V	Titanium and titanium aluminum vanadium
Co-Cr-Mo	Cobalt chromium molybdenum
Fe-Cr-Ni	Iron chromium nickel
Ceramics and carbon	
Al ₂ O ₃	Aluminum oxide
Ca ₁₀ (PO ₄) ₆ (OH) ₂ HA	Calcium phosphate hydroxyapatite
Ca ₃ (PO ₄) ₂ TCP	Calcium phosphate tricalcium phosphate
C and C-Si	Carbon and carbon silicon
Polymers	
PMMA	Polymethylmethacrylate
PTFE	Polytetrafluoroethylene
PE	Polyethylene
PSF	Polysulfone

^o Reproduced with permission.

Karena sifat yang diperoleh, seperti kemudahan pemrosesan, sifat mekanik yang dapat diterima, estetika efektifitas biaya, dan toksisitas yang relatif lebih rendah PMMA telah menggantikan bahan dasar gigi tiruan yang sebelumnya digunakan. Semua bahan dasar gigi tiruan yang digunakan sebelumnya memiliki kelemahan, dan pencarian bahan dasar gigi tiruan yang ideal masih terus dilakukan

Tabel 6. Keuntungan dan kerugian utama dari berbagai bahan dasar gigi tiruan yang digantikan oleh PMMA

Bahan	Kelebihan	Kekurangan
Emas	Emas dikenal karena biokompatibilitasnya yang sangat baik dan ketahanan terhadap korosi. Basis gigi tiruan secara historis dibuat menggunakan emas berabad-abad yang lalu	Mahal, estetika buruk karena warnanya
Porselen	Porselen diperkenalkan pada abad ke-18 untuk pembuatan gigi palsu	Bahan rapuh berdensitas tinggi yang sangat keras dengan estetika yang buruk
Vulkanit	Vulkanit adalah bahan hemat biaya yang diperkenalkan pada abad ke-19 dan digunakan selama beberapa tahun;vulcanite secara dimensi stabil,	Tidak adanya ikatan kimia dengan gigi Vulkanit porselen dan estetika yang buruk

	nyaman, kepadatan rendah, ringan, dan mudah dibuat	
Aluminium	Aluminium digunakan untuk membuat basis gigi tiruan menggunakan proses pengecoran selama abad ke-19 [60], menyediakan cocok akurat dan ringan	Pengecoran aluminium itu mahal dan Aluminium teknik sensitif
Titanium	biokompatibel dalam kontak dengan tulang dan jaringan gingiva, dan mampu mengalami osseointegrasi	Harga Yang relatif cukup mahal.
Seluloida	Bahan polimer yang digunakan pada abad ke-19; dapat berwarna merah muda untuk meniru jaringan mulut	Perubahan warna dengan pewarnaan dari makanan dan perubahan rasa karena adanya kamper
Bakelite	Digunakan pada abad ke-20; memiliki estetika yang sangat baik	Manipulasi yang sulit, Rentan terhadap Pewarna
Logam Dasar Paduan	Paduan nikel dan kobalt kromium telah digunakan sejak awal abad ke-20. Masih digunakan Karen sifat mekanik yang sangat baik, kepadatan rendah, dan efektivitas biaya	Estetika yang buruk karena warna metalik, sangat bahan keras; sulit untuk dipotong, diselesaikan, dan perbaikan. Ada masalah alergi terutama karena adanya nikel

Resin Akrilik Polimerisasi Panas (RAPP) merupakan bahan basis gigi tiruan yang sering digunakan oleh dokter gigi. Bahan basis gigi tiruan ini memiliki nilai estetik yang baik karena memiliki kualitas warna yang hampir sama dengan jaringan rongga. Bahan serat yang dapat ditambahkan ke dalam resin akrilik antara lain serat kaca, serat polietilen, serat aramid dan serat karbon. Bahan kimia yang dapat digunakan sebagai bahan penguat berupa cross-linking agent, rubber particles dan filler kimia. Penemuan terbaru filler kimia berupa nanoteknologi digunakan dalam perkembangan bidang prostodonsia dengan tujuan peningkatan kekuatan dan material kedokteran gigi. Beberapa bahan penguat jenis filler kimia yang digunakan sebagai bahan penguat basis gigi tiruan RAPP adalah TiO_2 , ZrO_2 , Al_2O_3 , $BaTiO_3$ (Dahar & Handayani, 2018).

PMMA adalah polimer asam akrilat yang tidak berbau yang pertama kali dilaporkan oleh Redtenbacher pada tahun 1843 Namun, pengembangan PMMA untuk aplikasi biomedis Tahapan kunci dalam pengembangan PMMA untuk aplikasi gigi ditunjukkan pada Tabel 1. Sejak 1940-an, PMM A telah menjadi biomaterial penting untuk laboratorium dan klinik gigi(Zafar, 2020).

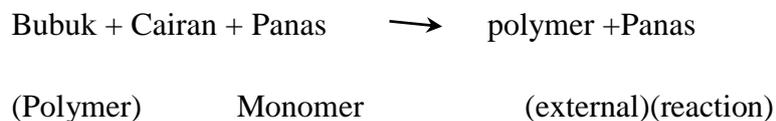
Tabel 7. Kronologi perkembangan bahan poly methyl methacrylate (PMMA) untuk aplikasi kedokteran gigi

Tahun	Perkembangan PMMA
1843	Pembentukan asam akrilat oleh oksidasi akrolein dilaporkan PMMA yang lebih keras tersedia secara komersial dalam bentuk lembaran
1931	Otto Rohm mengembangkan PMMA industri sebagai kredit penelitian mereka di awal abad ke-20
1937	PMMA pertama kali diperkenalkan dalam bentuk bubuk untuk fabrikasi basis gigi tiruan
1945	PMMA digunakan secara luas oleh ahli bedah saraf untuk kranioplasti
1945	Cold-cured (<i>room temperature curing</i>) PMMA menjadi tersedia secara komersial
1946	PMMA menjadi bahan utama pembuatan gigi palsu
1950-an	Ahli bedah ortopedi menggunakan PMMA untuk sementasi prostesis tulang femoralis
1950- and 1960 an	Penggunaan PMMA oleh profesional gigi meningkat secara dramatis untuk berbagai aplikasi, termasuk gigi palsu, mahkota sementara atau sementara, dan protesa maksilofasial
Abad Ke-21	Penelitian yang sedang berlangsung dan modifikasi bahan PMMA yang ada meningkat sifat mekanik dan fisik

2.3. 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 termal 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 activator pertumbuhan rantai akan dimulai ketika pemisahan molekul benzoil peroksida dinamakan inisiator. Reaksi polimerisasi dengan aktivasi secara panas sebagai berikut :



Tabel 8 . Komposisi bahan resin akrilik teraktivasi panas (Sumber :Manappallil John J. et al., 2005)

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

Proses polimerisasi Resin Akrilik terdiri atas 2 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 antara dua molekul atau lebih untuk pembentukan molekul besar tanpa menghilangkan molekul kecil. Resin akrilik polymethyl methacrylate yang biasa dipakai sebagai

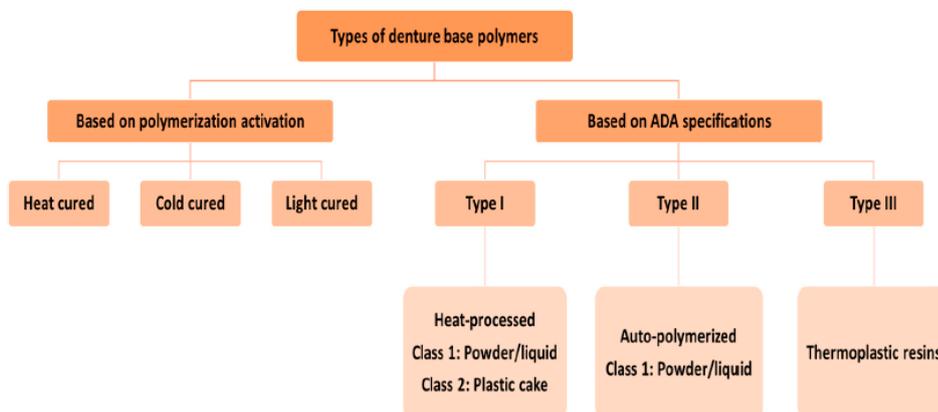
bahan basis gigi tiruan lepasan biasanya melalui reaksi adisi berdasarkan mekanisme proses polimerisasi. Langkah pertama proses inisiasi dan aktivasi dimana proses ini membutuhkan penggerak berupa radikal bebas yaitu suatu bahan yang sangat reaktif dan mempunyai inisiator, dapat terbentuk karena proses penguraian peroksida. Pada reaksi ini satu molekul benzoyl 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.

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 (Khindria et al., 2009). 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.

Poli metil 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 1 Terlepas dari aplikasi yang dimaksudkan, PMMA secara konvensional tersedia dalam bentuk system 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, 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 : 6. Klasifikasi polimer basis gigi tiruan berdasarkan aktivasi polimerisasi dan menurut spesifikasi ADA.

Sebuah penelitian mengenai Resin akrilik terhadap gigi tiruan dilakukan oleh Magalh et al., 2021 yang mengklarifikasi pengaruh perbedaan konsentrasi nanopartikel titanium dioksida (Nps)n 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.

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 TiO_2 . Penambahan 1%, 2% dan 3 % menunjukkan peningkatan kekerasan sebesar 18%, 24 % dan 35 % Hal ini menunjukkan peran TiO_2 dalam meningkatkan kekakuan matriks PMMA dengan mobilitas dan volume bebasnya.

Sifat fisik resin akrilik sebagai basis gigi tiruan merupakan aspek penting untuk ketepatan dan fungsi protesa. Menurut Anusavice (2003) sifat dari resin akrilik antara lain, yaitu :

A. Porositas

Adanya gelembung udara pada permukaan dan dibawah permukaan dapat mempengaruhi kekuatan, kebersihan dari basis gigi tiruan serta estetikanya. Porositas ini terjadi akibat dari penguapan monomer yang tidak bereaksi serta polimer berberat molekul rendah. Porositas juga dapat terjadi akibat pengadukan yang tidak tepat antara polimer dan monomer. Timbulnya porositas dapat diminimalkan dengan cara pengadukan resin akrilik yang homogen. Porositas cenderung terjadi pada bagian basis gigi tiruan yang lebih tebal . (Manappallil, 2003).

B. Pengerutan polimerisasi

Monomer metil metakrilat terpolimerisasi untuk membentuk poli (metil-metakrilat), kepadatan berubah dari 0,94 menjadi 1,19 g/cm³. Perubahan akan menghasilkan pengerutan dari pliometri sebesar 21%. Akibatnya, perubahan volumetrik yang ditunjukkan oleh massa terpolimerisasi sekitar 6-7% sesuai dengan nilai yang diamati oleh peneliti (Ferrance, 2004). Akibat terjadi pengerutan akan terlihat crazing atau seperti terlihat garis retakan kecil yang timbul pada permukaan basis gigi tiruan. Crazing terjadi akibat.

Relaksasi tekanan yang akan berdampak pada sifat fisik dan estetika dari basis gigi tiruan. Crazing juga terjadi akibat perbedaan koefisien termal ekspansi antara gigi porselein dan akrilik. Selama proses pendinginan setelah polimerisasi, akrilik lebih akan mengerut dibandingkan dengan porselen, akibat ada tekanan tersebut akan menyebabkan crazing atau garis retakan kecil (Manappallil, 2003).

C. Perubahan dimensi

Menurut Garfunkel dan Anderson dkk (1988) proses resin akrilik yang baik akan menghasilkan stabilitas dimensi yang baik. Faktor-faktor yang berpengaruh pada ketepatan dimensi adalah mould expansion pada waktu pencetakan, thermal expansion pada tahap dough, akibat pengerutan polimerisasi, serta panas yang berlebihan pada saat polishing. Teknik injection moulding menunjukkan stabilitas dimensi yang baik dibandingkan dengan teknik compression moulding. Proses pengerutan akan diimbangi oleh ekspansi yang disebabkan oleh penyerapan air.

D. Penyerapan air

Bahan resin akrilik sebagai basis gigi tiruan mempunyai sifat menyerap air secara perlahan-lahan dalam jangka waktu tertentu. Nilai penyerapan air ini dapat menimbulkan efek pada sifat mekanik, fisik dan dimensi polimer. Nilai penyerapan air sebesar 0,69 mg/cm² (Anusavice, 2003). Umumnya basis gigi tiruan memerlukan jangka waktu 17 hari untuk menjadi jenuh dengan air dan menunjukkan bahwa penyerapan air yang berlebihan pada resin akrilik sebagai

basis gigi tiruan dapat menyebabkan perubahan warna atau diskolorisasi (Ferrance,2004 ; David dan Elly, 2005).

E. Stabilitas warna

Menurut Yulin Lai dkk (2003) resin akrilik polimerisasi panas menunjukkan stabilitas warna yang baik. Resin akrilik polimerisasi panas memiliki ketahanan terhadap stain dari nilon, serta menemukan bahwa resin akrilik polimerisasi panas mempunyai nilai diskolorisasi yang paling rendah setelah direndam dalam larutan kopi Perubahan warna yang terjadi pada resin dapat bervariasi dan disebabkan oleh beberapa faktor antara lain ukuran sampel. Semakin luas ukuran sampel maka semakin besar perubahan fisik pada bahan tersebut dapat terjadi; mikroporositas sampel menyebabkan penempelan partikel warna pada daerah yang porus serta akumulasi dari zat warna yang terabsorpsi melalui proses difusi dan lamanya kontak bahan (Anusavice, 2007).

Menurut Crispin dan Caputo, perubahan warna dapat disebabkan oleh beberapa faktor, yaitu :

1. Pencemaran bahan pada waktu proses pembuatan bahan atau pengolahannya.
2. Kemampuan permeabilitas cairan pada bahan.
3. Lingkungan tempat gigi tiruan di dalam rongga mulut yang kurang baik, oleh kebiasaan.

2.4. Titanium Dioksida (TiO₂)

TiO₂ merupakan bahan metal oxide yang dapat ditemukan di alam bebas, bahan ini memiliki 3 bentuk struktur kristal yaitu rutil, anatase, dan brookit dimana rutil dan anatase merupakan bentuk yang banyak ditemui, TiO₂ didapatkan melalui purifikasi dari rutil mineral atau dari mineral FeTiO₃ yang di proses melalui proses chloride atau sulfate dan nantinya akan menghasilkan titania murni, setelah itu akan lakukan proses kalsinasi dengan dipanaskan pada suhu 400°C untuk membuat anatase dan brookit, sedangkan untuk rutil perlu dilakukan pemanasan hingga suhu 600°C (Ziental et al., n.d.,2020).

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 lainya menjadi alasan mengapa bahan ini dipilih (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 TiO₂ pada basis gigi tiruan akan lebih meningkatkan sifat mekanik dari basis gigi tiruan. Penambahan konsentrasi diatas 5% akan mengubah warna basis. TiO₂ dapat mengalami aglomerasi jika didiamkan pada suatu zat cair, kecepatan aglomerasi tersebut dipengaruhi oleh jenis zat yang diberikan, pada cairan yang memiliki kadar pH basa seperti air laut maka tingkat kenaikan akan berkisar 200 mg setiap 25 jam, sedangkan pada zat dengan kadar pH normal seperti air biasa maka kebaikannya hanya berkisar 40-60 mg setiap 25 jam (Shirkavand & Moslehi Fard, 2014).

TiO₂ 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 TiO₂ dan resin akrilik, untuk menggunakan TiO₂ sebagai bahan tambahan maka perlu dilakukan silanisasi untuk meningkatkan kompatibilitas antara filler TiO₂ dan matriks resin akrilik(Akay & Avukat, 2019). Meningkatnya sifat mekanik pada resin akrilik terjadi karena partikel TiO₂ yang berperan sebagai filler akan mengisi ruang kosong dan mengurangi porositas, hal ini akan meningkatkan kepadatan resin akrilik, agar TiO₂ dapat digunakan maka perlu dilakukan silanisasi sehingga terdapat ikatan yang kuat antara resin akrilik dengan TiO₂. 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 TiO₂ 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.

Titanium dioksida mempunyai beberapa karakteristik yang cocok untuk pembuatan gigi tiruan diantaranya biokompatibel, tidak mengiritasi, tahan terhadap panas dan resistensi kimia yang tinggi, selain itu kelebihan lain seperti bahan kimia tidak aktif, harga murah, indeks bias tinggi, tahan terhadap korosi dan microhardness tinggi juga namun Titanium dioksida juga memiliki kekurangan yaitu dapat menyebabkan perubahan warna pada resin akrilik dan polimerisasi panas Nanopartikel titanium dioksida dicampurkan secara menyeluruh dengan monomer akrilik pencampuran sesuai konsentrasi yang telah ditentukan, campuran dimasukkan ke dalam sonikator selama 30 menit pada suhu kamar. Monomer yang mengandung partikel nano dicampurkan pada polimer secara akurat sesuai dengan rasio (perbandingan), aduk hingga homogen dan adonan mencapai dough stage.

2.5. 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 ia menghasilkan hemoglobin dalam cairan merah yang dihasilkannya. Hewan ini gemar memendam dirinya ke dalam pasir atau lumpur dan tinggal pasang surut. Dewasanya berukuran 5 sampai 6 cm panjang dan 45 cm lebar.



Gambar 7. Cangkang Kerang Darah (*Anadara Granosa*) sumber :(Afrizal, 2016)

Kerang darah mempunyai dua buah cangkang yang dapat membuka dan menutup dengan menggunakan otot aduktor dalam tubuhnya seperti terlihat Gambar 2 sebelah kiri. Cangkang pada bagian dorsal tebal dan bagian ventral tipis. Cangkang ini terdiri atas 3 lapisan, yaitu (1) periostrakum adalah lapisan

terluar dari kitin yang berfungsi sebagai pelindung, (2) lapisan prismatic tersusun dari kristal-kristal kapur yang berbentuk prisma, dan (3) lapisan nakreas atau sering disebut lapisan induk mutiara, tersusun dari lapisan kalsit (karbonat) yang tipis dan parallel. Komposisi mineral cangkang kerang terlihat Tabel 1. 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% CaCO₃, 0,05% Mg, Na 0,9%, 0,02% P dan 0,2% lainnya.

Rendemen merupakan bagian tubuh kerang darah yang dapat dimanfaatkan. Rendemen pada kerang darah terbagi menjadi daging, cangkang dan jeroan. Kerang darah memiliki yang sangat tinggi pada rendemen cangkang, yaitu sebesar 69%. Cangkang kerang darah yang sudah terpisah dari daging dan jeroannya merupakan hasil atau sisa dari kerang yang tidak dimanfaatkan dan tidak bisa dikonsumsi karena memiliki sifat yang keras. Selama ini cangkang kerang hanya dimanfaatkan untuk hasil kerajinan seperti hiasan dinding, atau untuk campuran pakan ternak (Ahmad, 2017).

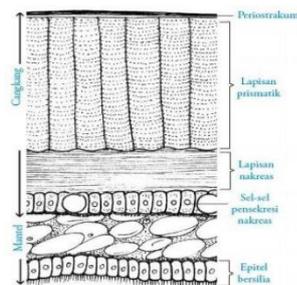
Senyawa kimia yang terkandung dalam cangkang kerang adalah kitin, kalsium karbonat, kalsium hidroksiapatit dan kalsium fosfat. Kalsium karbonat merupakan senyawa kimia dengan rumus kimia CaCO₃ yang umum dijumpai pada batu di semua bagian dunia, dan merupakan komponen utama cangkang organisme laut, siput, 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 9 . Komposisi Kimia Serbuk Cangkang Kerang Darah (Sumber :Afrizal, 2016)

No	Komponen	Kandungan (% Berat)
1	CaCO ₃	98,7

2	Na	0.9
3	P	0,02
4	Mg	0.05
5	Fe, Cu, Ni, B, Zn dan Si	0,2

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 tepi mantel. 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 8. 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 μ m (nomor ayakan 125). Dalam penelitian ini dilakukan pemeriksaan struktur mikro material substitusi HACK+TRA. Struktur mikro ini kemudian dibandingkan dengan struktur mikro gigi. Hasil pemeriksaan struktur mikro menggunakan SEM-EDX, terlihat bahwa komposisi material substitusi terbaik terdapat pada spesimen 1A dan 2A, dimana partikel HACK mengganti volume TRA sebesar 1,375 dan 1,500 gr dalam material substitusi HACK+TRA. Hal ini disebabkan kehadiran partikel-partikel HACK dengan kerapatan (density) yang tinggi dan halus. Kerapatan partikel-partikel atom HACK dalam campuran HACK+TRA menghalangi laju dislokasi atom-atom resin akrilik dalam material substitusi ini. Hal ini meningkatkan sifat-sifat mekanik material substitusi. Penelitian mengenai kerang darah juga dibahas oleh (Yenti et al., 2016) Hidroksiapatit (HA) dapat dihasilkan dari kulit kerang darah (*Anadara granosa*) dengan konsentrasi 76,2%. Kecepatan pengadukan 300 rpm diperoleh tinggi puncak HA 2464 counts, sedangkan pada 100 rpm tinggi puncak HA 2016 counts. Konsentrasi HA yang dihasilkan dari kecepatan pengadukan 100 rpm pada waktu reaksi 150 menit adalah 88%. Produk (HA) terbaik diperoleh pada waktu reaksi 150 menit dengan kecepatan pengadukan 300 rpm dan suhu sintesis 90°C dengan konsentrasi HA tertinggi mencapai 95%. Hasil observasi sampel menggunakan SEM pada Gambar 5 dengan perbesaran 500x dapat dilihat partikel yang ditemukan dalam bentuk di aglomerasi. Hal ini menunjukkan partikel tunggal dari HA terbuat dari aglomerasi mikro berukuran butiran. Butiran ini mungkin di aglomerasi karena pembentukan HA selama proses sintesis. Ukuran butiran 5 μ m sampai 50 μ m.

2.5.1. Kekerasan Cangkang Kerang Darah

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 1 dan diagonal 2 lalu dimasukkan kedalam rumus perhitungan kekerasan *Vickers Microhardness*. Terdapat 27 sampel yang terbagi atas 3 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.

2.6. Orisinalitas Penelitian

Tabel 10. Tabel Orisinalitas penelitian

Peneliti Tahun	Judul Penelitian	Perbedaan
(Gad et al., 2019)	Behavior of PMMA Denture Base Materials Containing Titanium Dioxide Behavior of PMMA Denture Base Materials Containing Titanium Dioxide Nanoparticles : A Literature Review	Pada penelitian yang dilakukan masih menggunakan Resin Akrilik Heat-Cured.
(Tandra et al., 2018)	The effect of nanoparticles TiO ₂ on the flexural strength of Resin Akrilik denture plate	Pada penelitian yang dilakukan tidak menggunakan Titanium dioksida (TiO ₂).
(Ashour Ahmed et al., 2016)	Effect of Titanium Dioxide Nanoparticles Incorporation on Mechanical and Physical Properties on Two Different Types of Resin Akrilik Denture Base	Pada penelitian yang dilakukan, belum meneliti tensile strength dan masih menggunakan Resin Akrilik Heat-Cured.
(Ahmed & Ebrahim, 2014)	Effect of Zirconium Oxide Nano-Fillers Addition on the Flexural Strength , Fracture Toughness , and Hardness of Heat-Polymerized Resin Akrilik	Pada penelitian yang dilakukan, masih menggunakan <i>Heat-Cure</i> Resin Akrilik dan belum menggunakan Titanium dioksida (TiO ₂).
(Shirkavand & Moslehi Fard, 2014)	Effect of TiO ₂ Nanoparticles on Tensile strength of Dental Resin Akrilik	Pada penelitian yang dilakukan, masih menggunakan Resin Akrilik Heat-Cured.

(Nuringtyas et al., 2018)	Uji Kekerasan Cangkang Kerang Darah (Anadara granosa) Sebagai Bahan Abrasif Untuk Pemolesan Basis Gigi Tiruan Akrilik Heat Cured	Pada Penelitian dilakukan pengujian Kekerasan tanpa mensubstitusi cangkang kerang Darah tanpa menambahkan TiO ₂
(Afrizal, 2016)	Analisa Struktur Mikro Material Substitusi Hidroksiapatit Cangkang Kerang Darah dan Resin Akrilik Bahan Pembuat Gigi untuk Aplikasi Gigi Tiruan	Pada Penelitian dilakukan pengujian Kekerasan Dengan mensubstitusi cangkang kerang Darah tanpa menambahkan TiO ₂
(Yenti et al., 2016)	Konversi Kulit Kerang Darah (Anadara granosa) Menjadi Serbuk Hidroksiapatit	Hidroksiapatit (HA) dapat dihasilkan dari kulit derang darah (Anadara granosa) dengan konsentrasi 76,2%.

2.7. Pengujian Mekanik

2.7.1. Pengujian Kekerasan

Pengujian kekerasan adalah pengujian yang menggunakan penekan berupa piramida intan dengan sudut diantara 2 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 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 indentor piramida intan yang berbentuk bujur sangkar untuk membuat jejak pada material dengan beban tertentu. Besar sudut antara permukaan-permukaan piramida yang saling berhadapan adalah (136°). Panjang diagonal yang diukur pada arah horizontal ditandai dengan d_1 dan arah vertikal ditandai dengan d_2 yang kemudian dihitung d rata-rata sebagai panjang diagonal jejak. Nilai kekerasan dapat dihitung menggunakan rumus Vickers sebagai berikut:

2.7.2. Pengujian Struktur Mikro

XRD (X-Ray Diffraction) merupakan metode analisis untuk mengidentifikasi suatu material kristal maupun non kristal yang terkandung pada suatu bahan dengan menggunakan sinar-X (Nurdina, 2016).

Prinsip kerja XRD adalah sinar-X dihasilkan dari tabung yang berisi katoda yang filamen dipanaskan, sehingga menghasilkan elektron. Perbedaan tegangan menyebabkan percepatan elektron akan menembaki objek. Ketika elektron memiliki energi tinggi dan menabrak elektron dalam objek sehingga dihasilkan pancaran sinar-X. Detektor merekam dan memproses sinyal sinar-X dan mengolahnya dalam bentuk grafik (Astuti, 2016). yang didapatkan dari pengujian XRD berupa sudut hamburan (sudut Bragg). Sudut pola difraksi dipengaruhi lebar celah kisi sedangkan intensitas cahaya difraksi bergantung pada banyaknya kisi kristal yang mempunyai orientasi yang sama. XRD berfungsi untuk menentukan sistem kristal, parameter kisi, derajat kristalinitas, dan fasa yang terbentuk pada sampel (Hardiyanti, 2016).