

**KARAKTERISASI DAN OPTIMASI PENGGUNAAN CANGKANG
TELUR (*EGG SHELL*) SEBAGAI PENGUAT DALAM PEMBUATAN
GIGI TIRUAN (*ARTIFICIAL TEETH*)**

*CHARACTERIZATION AND OPTIMIZATION OF THE EGG SHELL AS
REINFORCEMENT IN MAKING ARTIFICIAL TEETH APPLICATIONS*

**ASMEATI
P1400316010**



**PROGRAM STUDI S3 TEKNIK MESIN
SEKOLAH PASCA SARJANA
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2021**

LEMBAR PENGESAHAN

Karakterisasi Dan Optimasi Penggunaan Cangkang Telur (*Egg Shell*)
Sebagai Penguat Dalam Pembuatan Gigi Tiruan (*Artificial Teeth*)

Disusun dan diajukan oleh

ASMEATI
P1400316010

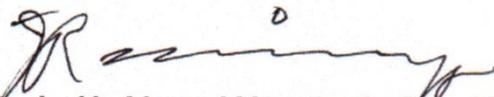
Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam
rangka Penyelesaian Study Program DoktorProgram Study S3
Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin
Pada tanggal.....

Menyetujui,
Promotor,



Prof. Dr. Ir. H. Hammada Abbas., MSME

Co Promotor,



Dr. Ir. H. Ahmad Yusran Amny.,MT
NIP. 19580921 198603 1 003

Ketua Program Studi,



Dr. Rustan Tarakka.,ST.,MT
NIP. 19750827 200501 1 002

Co Promotor,



Dr. H. Sapta Asmal.,ST.,MT
NIP. 19680301 199702 2 001

Dekan Fakultas Teknik Unhas



Prof. Dr. Ir. Muhammad Arsyad Thaha, MT
NIP. 19600302 1986091 1 001

PERNYATAAN KEASLIAN DISERTASI

Yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : A S M E A T I
Nomor mahasiswa : P1400316010
Program studi : TEKNIK MESIN

Menyatakan dengan sebenarnya bahwa disertasi yang saya tulis ini benar-benar merupakan hasil karya saya sendiri bukan merupakan pengambilalihan tulisan atau pemikiran orang lain. Apabila dikemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau keseluruhan disertasi ini hasil karya orang lain, saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Makassar, September 2021

Yang menyatakan



ASMEATI

PRAKATA

Penulis memanjatkan puji dan syukur kehadiran Allah SWT, karena dengan rahmat dan hidayah-Nya penulis dapat menyelesaikan penelitian dan menyusun serta menyelesaikan disertasi ini. Ide yang melatarbelakangi penelitian ini timbul karena melihat bahwa fenomena pengembangan bahan biomaterial dalam aplikasi medis khususnya gigi masih kurang sementara bahannya melimpah dan tersedia di alam bahkan menjadi limbah.

Penulis bermaksud menyumbangkan beberapa masukan tentang karakteristik dan optimasi penggunaan cangkang telur sebagai penguat dalam pembuatan aplikasi gigi tiruan. Berbagai kendala dan permasalahan yang penulis hadapi selama mengikuti program pendidikan ini terutama selama penelitian dan penyusunan disertasi ini. Namun, berkat bantuan baik moril maupun materil dari berbagai pihak, akhirnya semua kendala dan permasalahan dapat dilewati satu persatu.

Penulis menyadari bahwa penulisan disertasi ini tidak akan selesai tanpa adanya berbagai bantuan dan dukungan dari berbagai pihak. Dalam kesempatan ini penulis dengan tulus menyampaikan mengucapkan terima kasih dan penghargaan yang setinggi-tingginya kepada :

1. Prof.Dr.H.Hammada Abbas., MSME selaku Ketua Komisi Penasehat (Promotor) sekaligus penilai disertasi, dan Dr. H. Ahmad Yusran Aminy, ST.,MT dan Dr.H.Sapta Asmal,ST.,MT sebagai Anggota Komisi Penasehat (Ko-Promotor) sekaligus penilai disertasi atas kesediaan meluangkan waktunya untuk memberikan arahan, bimbingan dan masukan yang bermakna demi kesempurnaan disertasi ini.
2. Prof. Dr. Ir. H. Ilyas Renreng.,MT, Rafiuddin Syam, ST.,M.Eng. PhD, Dr.Ir.Rosmalina Hanafi.,M.Eng, Fauzan, ST.,MT.,PhD selaku penguji internal yang telah meluangkan waktunya menelaah, mengoreksi, menilai, memberikan saran/masukan yang sangat berharga untuk perbaikan penyusunan disertasi ini.

3. Rektor Universitas Hasanuddin (UNHAS), Direktur Program Pascasarjana UNHAS, Dekan Fakultas Teknik UNHAS, Ketua Departemen Teknik Mesin FT-UNHAS, Ketua Program Studi S3 Teknik Mesin UNHAS, para dosen S3 Teknik Mesin serta beserta jajarannya yang telah banyak membantu mulai dari awal proses hingga akhir penyelesaian studi penulis.
4. Ketua Yayasan Pendidikan Fajar Makassar, Rektor Universitas Fajar, Dekan Fakultas Teknik UNIFA, Ketua Prodi Teknik Mesin, para dosen dan jajarannya yang telah memberikan bantuan dan kesempatan kepada penulis untuk dapat melanjutkan studi pada program Doktor Teknik Mesin UNHAS.
5. Kepala Laboratorium Teknik Sipil, Teknik Mesin, Kimia UNIFA, Kepala Laboratorium Mikrostruktur Jurusan Fisika Fakultas MIPA UNHAS dan UNM, Kepala Laboratorium Petrografi Jurusan Teknik Geologi Fakultas Teknik UNHAS, Kepala Laboratorium Mikrostruktur Teknik Mesin UMI dan Kepala Laboratorium Material Politeknik Ujung Pandang, Kepala Laboratorium Kedokteran Gigi Kandeana UNHAS, yang telah memberikan kesempatan kepada penulis melaksanakan penelitian. serta laboran (Bapak Sohibul, Bapak Ade, Heriyanto, S.Si., M.Si, Ibu Kartini, S.Si) dan staf administrasi UNHAS dan serta Politeknik Makassar atas dukungan, doa dan semangat selama mengikuti program ini
6. Rekan-rekan mahasiswa S3 Teknik Mesin khususnya rekan-rekan teman seperjuangan angkatan 2016 terutama Bapak Dr. Mustafa, ST., MT, Dr. Khairil., ST., MT, Adik tingkat saya, Stella Yunus, ST, MT dan Bapak Arsyad Suyuti, ST., MT yang selalu memberi motivasi dan sabar dalam membantu penyelesaian disertasi ini.
7. Adinda Bahrum , S.Si., M.Si, Zulfahmi Noor, ST dan Nurhidayah, S.I.P, atas bantuannya yang tidak kenal lelah dan waktu.
8. Mohon maaf semua pihak yang telah membantu yang tidak sempat penulis sebutkan satu persatu. Akhirnya dengan segala kerendahan hati penulis sampaikan penghargaan yang setinggi-tingginya kepada kedua

orang tua tercinta Ibunda Hj. Sitti. Mahamah dan Ayahanda Muh Syabiruddin Dolo yang telah membesarkan dan mendidik serta senantiasa berdoa setiap sujudnya dengan penuh keikhlasan hati bagi kesehatan dan keberhasilan studi penulis, juga kepada saudaraku Kakak HJ.Idawati. S.Kes.,M.Kes, Adik Muh Kasgu, Spd dan Hj.Nurrahmi, SPd, dan keluarga besar terima kasih atas doa, dukungan dan bantuannya. Terkhusus penulis mengucapkan terima kasih dan penghargaan setinggi-tingginya kepada *someone* atas ketulusan, keikhlasan, pengertian, kesabaran dan pengorbanan yang luar biasa, juga kepada anakku Ainayah Zalikhah atas pengertian, kesabaran dan keikhlasan yang memberikan semangat dalam segala hal selama penulis mengikuti program pendidikan ini.

Penyusunan disertasi ini tentunya masih jauh dari kesempurnaan dan masih banyak kekurangan yang harus diperbaiki, untuk itu dengan segala kerendahan hati penulis mohon masukan dan kritik yang membangun demi kesempurnaan disertasi ini. Semoga segala bantuan baik moril maupun materil yang diberikan menjadi amalan yang baik dan mendapat ganjaran yang terbaik dari Allah, SWT. Amiin

Makassar, September 2021

Asmeati

ABSTRAK

ASMEATI: *Karakterisasi Dan Optimasi Penggunaan Cangkang Telur (Artificial Teeth) Sebagai Penguat Dalam Pemitiruan Gigi Buatan (di bimbing oleh Hammada Abbas, Ahmad Yusran Aminy, Sapta Asmal)*

Penelitian ini bertujuan untuk mengkarakterisasi cangkang telur itik dengan menggunakan metode kalsinasi serta mengoptimasi sampel aplikasi gigi tiruan pada sifat mekaniknya dengan menggunakan metode Taguchi. Proses umum perlakuan cangkang telur itik meliputi pembersihan, pengeringan dan kalsinasi. Perlakuan diawali cangkang telur itik dihaluskan 2 mesh yaitu mesh 200 dan mesh 400 kemudian di kalsinasi dengan variasi suhu 850°C, 900°C, dan 950°C, lalu dibuat sampel aplikasi gigi buatan dengan campuran komposisi cangkang telur itik (10%, 20% dan 40% dan komposisi resin akrilik sebesar 90%, 80% dan 60%) dan 100% serbuk resin akrilik tanpa cangkang telur itik. Sampel aplikasi gigi buatan ini dilakukan pengujian kimia yaitu Uji XRD, uji XRF, uji FTIR, dan SEM-EDS serta pengujian mekanik yaitu uji tekan. Hasil karakteristik fisik dari cangkang telur itik mentah tidak di kalsinasi warnanya putih agak kebiruan, bau dan tingkat kehalusannya yaitu halus sedangkan serbuk cangkang telur itik yang di kalsinasi pada suhu 950°C warnanya lebih putih dari sampel yang di kalsinasi pada suhu 850°C dan 900°C, tidak bau, kehalusannya yaitu paling halus. Hasil uji XRF serbuk cangkang telur itik di hasilkan komposisi kimia CaO sebesar 99,50% dan unsur kalsium (Ca) sebesar 99,71%. Serbuk cangkang telur itik mencapai difraksi tertinggi dengan semakin meningkatnya pembentukan hidroksiapatit (HA) pada suhu kalsinasi 950°C sebesar 91,87% dengan penurunan sangat signifikan CaCO₃ sebesar 2,25%. pembentukan CaO pada suhu 950°C jauh lebih banyak dibandingkan dengan pembentukan pada suhu di bawahnya dan deformasi dari fase CaO ke HA mendekati sempurna dengan hydroxylapatite sebesar 91,87%. Hasilnya bahwa hidroksiapatit (HA) dapat di sintesis dengan perlakuan kalsinasi dari nanopartikel kalsium oksida (CaO) cangkang telur itik. Optimasi sifat tekannya secara Design Of Experiment dengan metode taguchi menunjukkan bahwa nilai tekan sampel paling di pengaruhi tingkat kehalusan cangkang telur itik yang ber mesh 400 kemudian factor suhu kalsinasi yaitu suhu 900°C kemudian serbuk resin akrilik, dengan komposisi 80% dari total 100% berat sampel serta cangkang telur itik dengan komposisi 20% cangkang telur itik dari total 100% berat sampel. Sampel yang paling tinggi nilai uji tekannya berdasarkan mesh yaitu pada mesh 200 yaitu kode F (Mesh 200, suhu 850°C, komposisi sampel (20% Cangkang telur itik+ 80% serbuk akrilik) dengan nilai uji tekan sebesar 1084. 891 Mpa; Sampel bermesh 400 yaitu sampel dengan kode A (Mesh 400, suhu 900°C, komposisi sampel (10% Cangkang telur itik+ 90% serbuk akrilik) dengan nilai uji tekan sebesar 1036.323. Mpa. Sampel akrilik 100% murni tanpa ada penguat serbuk cangkang telur itik nilai uji tekannya sebesar 1001.013 Mpa.

Key word: cangkang telur itik, resin akrilik, kalsinasi, uji kimia, uji mekanik.

ABSTRACT

ASMEATI: Characterization and Optimization of Eggshells as Reinforcement in Making Artificial Teeth Applications (Supervised by Hammada Abbas, Ahmad Yusran Aminy, Sapta Asmal)

This study aimed to characterize duck eggshells using the calcination method and optimize the artificial teeth application samples on their mechanical properties using the Taguchi method. The general process of treating duck eggshells includes cleaning, drying and calcining. The treatment began with the duck eggshells being ground into 2 meshes, namely, mesh 200 and 400 meshes, then they were calcined with temperature variations of 850°C, 900°C and 950°C, then an artificial teeth application sample was made with a mixture of duck eggshells composition (10%, 20% and 40% with acrylic resin composition of 90%, 80% and 60%) and 100% acrylic resin powder without duck eggshell. The sample of this artificial teeth application was subjected to chemical testing, namely XRD test, XRF test, FTIR test and SEM-EDS as well as mechanical testing, namely the compression test. The results of the characteristic of non calcination raw duck eggshells are not calcined, the color is slightly bluish white, the odor and the level of fineness are smooth, while the duck eggshell powder which is calcined at temperature of 950°C is whiter than the samples calcined at a temperature of 850°C and 900°C, not smell, the subtlety is the most subtle. The results of the XRF test of duck eggshell powder produced a chemical composition of 99.50% CaO and 99.71% calcium (Ca) elements. Duck eggshell powder achieved the highest diffraction with a very significant decrease in CaCO₃ of 2.25% the formation of CaO at 950°C was much higher than the formation at lower temperatures and the deformation from the CaO to HA phase was close to perfect with hydroxylapatite of 91.87%. The results is that hydroxylapatite (HA) can be synthesized by calcination treatment of calcium oxide (CaO) nanoparticles of duck eggshell. Optimization of the compressive properties by Design Of Experiment with the Taguchi method showed that the compressive value of the sample was most influenced by the level of fineness of the duck eggshells with a mesh of 40 with the calcination temperature factor of 900°C and acrylic resin powder with a composition of 80% of the total 100% of the sample weight as well as the duck eggshells with a composition of 20% duck eggshells from a total of 100% of the sample weight. The sample with the highest compressive test value based on the mesh is at mesh 200 which code is F (Mesh 200, temperature 850°C, sample composition (20% duck eggshells + 80% Acrylic powder), showed a compressive test value of 1084.891 Mpa; Sample with 400 mesh is sample which code is A (Mesh 400, temperature 900°C, sample composition (10% duck eggshells + 90% Acrylic powder)), showed a compressive test value of 1036,323 Mpa. 100% pure acrylic sample without supplementation with duck eggshells powder showed a compressive test value of 1001,013 MPa.

Keywords: *duck eggshell, acrylic resin, calcination, chemical test, mechanical test.*

DAFTAR ISI

HALAMAN SAMPUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	ii
PERNYATAAN KEASLUAN DISERTASI	iii
PRAKATA	iv
ABSTRAK.....	vii
ABSTRACT	viii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR TABEL.....	xi
DAFTAR GAMBAR DAN ILUSTRASI	xiii
DAFTAR GRAFIK.....	xiv
BAB I PENDAHULUAN	1
A. Latar Belakang	1
B. Rumusan Masalah.....	6
C. Tujuan Penelitian i	6
D. Manfaat Penelitian	6
E. Kebaruan/Novelty Penelitian	7
F. Ruang Lingkup Penelitian	7
G. Sistematika Penulisan	8
H. Penelitian Terdahulu	9
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	15
A. Gigi Manusia	15
B. Cangkang Telur Itik.....	20
C. Bahan gigi Tiruan (<i>Resin Akrilik</i>).....	30
D. Hidroksilapatit dan Kegunaannya Dalam Medis	48
E. Kehalusan Butir	54
F. Pengujian Mekanis	55
G. Pengujian sifat Kimia Sampel	57
H. Optimasi Sampel Dengan Metode Taguchi.....	63

BAB III METODOLOGI PENELITIAN	65
A. Rancangan Kegiatan Penelitian	65
B. Prosedur Penelitian	65
C. Waktu dan Lokasi Penelitian i	66
D. Bahan dan Alat Eksperimen	67
E. Teknik Pengumpulan Data	67
F. Hasil Dan Pembahasan	68
G. Flow <i>Chart</i> Penelitian.....	68
 BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	 71
A. Karakteristik Cangkang Telur Itik	71
B. Karakteristik Sampel Aplikasi Gigi Tiruan	82
C. Optimasi Sampel Aplikasi Gigi Tiruan	93
 BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....	 96
A. Kesimpulan	96
B. Saran.....	97
 DAFTAR PUSTAKA.....	 98
 LAMPIRAN	 104

DAFTAR TABEL

Tabel 1.1 Komposisi kimia cangkang telur ayam dan itik	4
Tabel 1.2 Penelitian Terdahulu sebagai Rujukan Penelitian	9
Tabel 2.1 Komposisi Kimia dari Porselen Gigi	20
Tabel 2.2 Komposisi Cangkang Telur Itik.....	21
Tabel 2. 3 Komposisi Kimia Cangkang Telur	21
Tabel 2. 4 Komposisi Nutrisi Cangkang Telur	24
Tabel 2. 5 Penelitian Tentang Cangkang Telur	25
Tabel 2. 6 Komposisi Kimia Cangkang Telur Itik.....	26
Tabel 2. 7 Komposisi Organik Cangkang Telur Ayam	26
Tabel 2. 8 Komposisi Kimia Cangkang Telur Ayam	27
Tabel 2.9 Komposisi Organik Cangkang Telur Ayam.....	27
Tabel 2.10 Kadar Kalsium Cangkang Telur	27
Tabel 2.11 Sifat Fisik Cangkang Telur Itik dan Cangkang Telur Ayam.	27
Tabel 2.12 Tabel kadar kalsium pada kulit telur ayam, ayam non	28
ras dan itik yang diendapkan menjadi kalsium karbonat	28
Tabel 2.13 Komposisi kimiawi dari bahan mentah dan produk tanah liat porselin.....	28
Tabel 2.14 Komposisi Kimia Bahan Porselen Gigi	28
Tabel 2. 15 Komposisi Keramik Gigi	29
Tabel 2. 16 Komposisi kimiawi dari bahan mentah dan produk tanah liat	30
Tabel 2.17 Komposisi dari Resin Akrilik Pembuat Gigi Tiruan..... porselin.....	30
Tabel 2. 18 Temperatur Pelunakan Ester-Ester Polimetakrilat.....	36
Tabel 2.19 Metode Pengendapan Bersama.....	50
Tabel 2.20 Metode Hidrotermal	51
Tabel 2.21 Metode Iradiasi Ultra sonik	51
Tabel 2.22. Metode Kimia Makanan	52
Tabel 2.23 Metode Iradiasi Ultra sonik	53

Tabel 2.24. Metode Sol Gel	54
Tabel 2. 25 Tabel Data Standar Sifat Mekanik Gigi Asli.....	55
Tabel 2. 26 Pengujian kekuatan tekan dan kekerasan produk porselen dan keramik lainnya.	55
Tabel 4. 1 Hasil uji XRD mesh 200 (M2) pada cangkang telur itik.....	73
Tabel 4. 2 Hasil Uji XRD Mesh 400 (M4) Pada Cangkang Telur Itik.....	74
Tabel 4.3 Hasil Pengujian Menggunakan Spektroskopi X-Ray Flourescence (XRF) Mesh 200	77
Tabel 4. 4 Hasil Pengujian Menggunakan (XRF) Senyawa Oksida Kimia Mesh 200.....	78
Tabel 4.5 Hasil Pengujian Menggunakan Spektroskopi X-Ray Flourescence (XRF) Mesh 400	79
Tabel 4. 6 Hasil Pengujian Menggunakan (XRF) Senyawa Oksida Kimia Mesh 400.....	79
Tabel 4. 7 Hasil Pengujian XRD dengan Kode A dan B.....	86
Tabel 4. 8 Hasil Pengujian XRD denganKode C dan D.....	86
Tabel 4.9 Hasil Pengujian XRD denganKode E dan F	86
Tabel 4.10 XRF Senyawa Kimia Sampel A dan B.....	86
Tabel 4. 11 XRF Senyawa Kimia Sampel C dan D	86
Tabel 4. 12 XRF Senyawa Kimia Sampel E dan F	87
Tabel 4.13 Senyawa Oksida Kimia Sampel A dan B.....	87
Tabel 4.14 XRF Senyawa Oksida Kimia Sampel C dan D	87
Tabel 4.15 XRF Senyawa Oksida Kimia Sampel E dan F	87
Tabel 4. 16 Komposisi Senyawa Kimia Sampel A,B,C,D,E & F	88
Tabel 4.17. Hasil Pengujian FTIR Sampel Aplikasi Gigi Tiruan.....	89

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Struktur Anatomi gigi manusia.....	16
Gambar 2.2 Cangkang Telur Itik	20
Gambar 2.3 Cangkang Telur Itik	23
Gambar 2.4. Resin komposit yang diaktifkan secara kimia (polimerisasi kimia)	42
Gambar 2.5. Resin komposit yang diaktifkan cahaya (fotopolimerisasi)	43
Gambar 2.6 Ilustrasi Proses Uji Tekan.....	56
Gambar 3.1 Diagram Alir untuk Proses Kalsinasi Cangkang Telur Itik .	70
Gambar 4.1 Pola difraktogram dari cangkang telur itik mesh 200 (M2) dengan variasi suhu 850°C, 900°C, dan 950°C.	72
Gambar 4.2 Pola difraktogram dari cangkang telur itik mesh 400 (M4) dengan variasi suhu 850°C, 900°C, dan 950°C.	74
Gambar 4. 3 Hasil FTIR Cangkang Telur Itik Mesh 200 (a) Tanpa kalsinasi, (b) Kalsinasi dengan suhu 850°C, (c) Kalsinasi dengan suhu 900°C, (d) Kalsinasi dengan suhu 950°C .	80
Gambar 4. 4 Hasil Pengujian XRD dengan kode C dan D	84
Gambar 4. 5 Hasil Pengujian XRD dengan kode E dan F	84
Gambar 4.6 Hasil Pengujian FTIR sampel A,B,C,D,E & F	85
Gambar 4. 7 Hasil Pengujian FTIR sampel A(3),B(9),C(5),D(6), E(17)F(11).....	88
Gambar 4.8. Urutan level iPengujian Uji Tekan pada Sampel iAplikasi Gigi Tiruan.....	94
Gambar 4.9 Diagram S/N ratio pengujian kekuatan uji tekan pada sampel aplikasi gigi tiruan	94

DAFTAR GRAFIK

Grafik 4. 1 Pengujian XRD pada Mesh 200	75
Grafik 4. 2 Pengujian XRD pada Mesh 400	76
Grafik 4.3 Hasil Pengujian Mekanik Sampel Gigi Tiruan Dengan Uji Tekan Mesh 400.....	90
Grafik 4. 4 Hasil Pengujian Mekanik Sampel Gigi Tiruan Dengan Uji Tekan pada Mesh 200	91
Grafik 4. 5 Uji tekan dengan tidak di bakar Mesh 400	92
Grafik 4.6 Uji tekan dengan sampel yang serbuk cangkang telur itik di bakar pada mesh 200	93

DAFTAR PERSAMAAN

Persamaan 1 Derajat Konversi	39
Persamaan 2 Tegangan Normal.....	56
Persamaan 3 Tegangan dan Renggangan	57
Persamaan 4 SN Ratio Nominal Is The Best	63
Persamaan 5 SN Ratio Smaller Is the better	63
Persamaan 6 SN Ratio Larger Is Better.....	64

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang

Pengetahuan manusia tentang material semakin meningkat seiring dengan tuntutan pemenuhan kebutuhan manusia dalam menjalani kehidupannya. Dibidang kesehatan sangat dibutuhkan material keramik yang dapat digunakan untuk perbaikan, rekonstruksi dan penggantian bagian tubuh, diantaranya adalah gigi dan tulang (Ho *et al.*, 2013).

Luasnya pemanfaatan material keramik khususnya untuk pembuatan gigi tiruan harus diiringi dengan peningkatan kualitas materialnya agar menjadi lebih baik. Kualitas material keramik sangat ditentukan oleh komposisi dan struktur material itu sendiri. Selain keramik bahan lainnya sangat di butuhkan untuk rekonstruksi gigi yang rusak adalah adalah polimer, logam dan komposit (Babu *et al.*, 2015).

Bahan keramik adalah material yang biasanya diproses dengan kalsinasi pada suhu yang tinggi untuk mencapai sifat yang diinginkan (Tangboriboon *et al.*, 2012). Sedangkan istilah yang lebih khusus yaitu *porcelain* lebih mengacu gigi konvensional memiliki bahan dasar silika, felspar, kaolin dengan penguat pigmen, opacifier, dan glass (Gunawan *et al.*, 2017)

Keramik merupakan material yang kuat, dan keras serta tahan korosi. Sifat sifatnya ini bersama dengan kerapatan yang rendah dan juga titik lelehnya yang tinggi, membuat keramik merupakan material struktural yang menarik. Keramik juga sangat ditentukan oleh ukuran partikel, morfologi, kristalinitas dan komposisinya (Wu *et al.*, 2018)

Keramik memiliki struktur anorganik dan struktur amorf seperti gelas, namun adapula keramik yang memiliki struktur kristal. Struktur mikro keramik poli kristalin selalu kompleks dan dibedakan oleh adanya batas butir (*grain boundaries*), renik (*pores*), ketidaksempurnaan, dan kondisi

multi fasa yang membuatnya lebih bervariasi (Greskovich and Chernoch, 1974) sehingga keramik telah di informasikan dengan baik bahwa nanopartikelnya dapat secara signifikan meningkatkan biokompatibilitas, dan bioaktivitas biomaterial (Kamalanathan *et al.*, 2014) (Mohd Pu'ad *et al.*, 2019) dan memberikan dukungan dan perlindungan untuk jaringan lunak dan organ. Keramik atau hidrioksiapatit ini merupakan jaringan mineral yang ada di dalam komposisi keramik gigi konvensional menurut Anusavice (1992), terdiri dari: SiO_2 (silika), $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ (feldspar potas), $\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ (feldspar soda), dan pigmen. Adapun bahan dasar pembuatan gigi tiruan terdiri dari pasir feldspar, pasir kuarsa dan kaolin (Rauf, Suryani and Saputra, 2013).

Biokeramik merupakan material implant yang sangat dikenal dan banyak digunakan untuk perbaikan, pergantian, tulang dan gigi. Salah satu biokeramik yang terkenal dan sering digunakan dalam bidang rehabilitasi jaringan tulang dan gigi adalah mengandung kalsium tinggi (Setiawan *et al.*, 2013). Menurut (Hench, L.L., 1991) sumber kalsium tertinggi yang dapat digunakan sebagai bahan biokeramik terdapat pada tulang ikan (Ozawa and Suzuki, 2002), cangkang kerang darah (Sari and Yusuf, 2018), karang (Sivakumar *et al.*, 1996), cangkang telur ayam (Oliveira, Benelli and Amante, 2013), cangkang kepiting (Ge *et al.*, 2010), tiram (Wu *et al.*, 2011), tulang sapi (Ozyegin *et al.*, 2004).

Salah satu bahan yang berpotensi sebagai bahan biokeramik yang sangat mudah didapatkan di Indonesia adalah cangkang telur dimana cangkang telur belum dimanfaatkan hanya menjadi limbah yang dapat mencemari lingkungan, tidak bernilai ekonomis padahal sesungguhnya cangkang telur merupakan salah satu sumber CaCO_3 kaya akan kalsium (Halik *et al.*, 2015), kaya akan mineral dan asam amino yang bisa membentuk dan digunakan dalam dasar beberapa industri utamanya industri Kesehatan dalam pengembangan teknologi ilmu kedokteran gigi untuk pembuatan gigi tiruan yang kuat (D.A. Oliveira, 2012), (Quina, Soares and Quinta-Ferreira, 2017). Untuk memperoleh kandungan kalsium yang

tinggi, cangkang telur ayam dapat direaksikan dengan beberapa senyawa (Suhaneck et al.,1998)

Kulit telur terdiri dari jaringan serat protein, terkait dengan kristal kalsium karbonat (CaCO_3) 96%, magnesium karbonat (MgCO_3) 1 % dan kalsium fosfat ($\text{Ca}_3 (\text{PO}_4)_2$) 1%, dan juga bahan organik dan air(Ho *et al.*, 2013)(Tangboriboon, Changkhamchom and Sirivat, 2020)(Buasri *et al.*, 2013)

Kalsium karbonat merupakan komponen utama cangkang telur yang dapat dimanfaatkan dalam berbagai aplikasi: bahan dielektrik, gipsum, implantasi gigi dan tulang, katalis, serta sebagai pengisi yang digunakan dalam berbagai industri seperti karet, tinta, bahan makanan, kosmetik, farmasi tical, dan pemupukan. Penggunaan cangkang telur ayam sebagai pengganti kapur pada beton dapat memberikan manfaat seperti menurunkan penggunaan semen, mengawetkan kapur alami dan memanfaatkan limbah cangkang telur yang kaya akan kalsium karbonat (CaCO_3)(El-Shahate Ismaiel Saraya and Hassan Abdel Latif Rokbaa, 2016)

Kulit telur merupakan salah satu sumber CaCO_3 (*Calcium Carbonate*) yang paling besar, dengan kadar yang mencapai 95%. Salah satu alternatif yang dapat dilakukan untuk mengatasi limbah kulit telur adalah mengolah kulit telur tersebut menjadi serbuk hidroksiapatit. Hidroksiapatit adalah istilah yang digunakan untuk menggambarkan sebuah ikatan yang mengandung ion kalsium yang dapat dikombinasikan dengan *orthophosphates*, *pyrophosphates*, hidrogen, atau hidroksida yang merupakan bahan utama dalam pembentukan tulang dan namel gigi, sehingga disebut juga sebagai biomaterial (Sha Irwan, 2008).

Hidroksiapatit pada umumnya dimanfaatkan sebagai bahan baku pembuatan biomaterial berupa tulang tiruan sebagai bahan baku pembuatan biomaterial berupa tulang tiruan dan gigi manusia. Hidroksiapatit dari kulit telur dapat dihasilkan setelah dilakukan kalsinasi pada suhu 900°C (Mahreni *et al.*, 2012)

Hidroksiapatit $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ adalah bahan dengan struktur kimia yang mirip dengan komponen mineral yang ditemukan pada tulang dan gigi. Hal ini memberikan kompatibilitas yang luar biasa dengan sistem biologis, terutama jaringan lunak manusia, sehingga dapat digunakan pada implan ortopedi dan gigi. Aplikasi hidroksiapatit dapat dilakukan dalam bubuk, blok berpori atau material komposit untuk memperbaiki kekurangan tulang atau gigi. Hidroksiapatit terdapat dalam fase inyal kristal kalsium fosfa. Hidroksiapatit dapat disintesis menggunakan cangkang telur ayam yang telah dikalsinasi dengan penambahan diamonium hidrogen fosfat $((NH_4)_2HPO_4)$ (Sarwandi, 2012).

Cangkang telur itik memiliki komposisi kimia yang berbeda dengan telur ayam. Hal ini didukung dari hasil penelitian Achanai Buasri et al., (2013) yang mengkomparasi cangkang telur dari 8 jenis ayam dan 6 jenis cangkang telur itik produksi lokal Thailand seperti pada Tabel 1. Peneliti menggunakannya sebagai bahan baku pemtiruankatalis katalis heterogen dalam produksi biodiesel. Sebelum digunakan, kandungan kalsium karbonat ($CaCO_3$) dalam cangkang limbah diubah menjadi kalsium oksida (CaO) dengan kalsinasi pada $600-900^\circ C$ selama 4 jam. Sifat fisikokimia katalis oksida padat dikarakterisasi dengan metode difraksi sinar-X (XRD), fluoresensi sinar-X (XRF), mikroskop elektron scanning (SEM) dan metode Brunauer-Emmett-Teller (BET).

Tabel 1.1 Komposisi kimia cangkang telur ayam dan itik, Achanai Buasri et al., (2013)

Oksida	Konsentrasi (%)	
	Cangkang telur itik	Cangkang telur ayam
Na ₂ O	-	0.144
MgO	-	1.159
P ₂ O ₅	0.602	0.351
SO ₃	0.443	0.195
CaO	98.925	98.124
SrO	0.03	0.026

Komponen utama dari gigi adalah hidroksiapatit dimana hidroksiapatit banyak terdapat di alam utamanya pada cangkang telur. Bahan tersebut tersedia dan melimpah bahkan terbuang menjadi limbah. Dari penelitian sebelumnya sebagaimana yang di tunjukkan dalam tabel 1.1 menyimpulkan cangkang telur itik memiliki kandungan kalsium yang sangat tinggi (CaO) yang bisa di manfaatkan sebagai hidroksiapatit yang mana bahan itu banyak terdapat pada tulang dan gigi manusia. Pada tulang mengandung hidroksiapatit sekitar 30-65% sementara gigi manusia mengandung hidroksiapatit sekitar 97% (Kusrini *et al.*, 2012)

Berdasarkan table 1.1. diatas . memperlihatkan tingginya komposisi oksida kimia senyawa kalsium yang cukup tinggi menjadikan bahan bahan tersebut salah satu alternative yang dapat dijadikan sebagai suplemen alami pada pembuatan aplikasi gigi buatan(Achanai Buasri *et al.*, (2013)

Pembuatan gigi tiruan secara ekonomi membutuhkan biaya relative mahal karena diimpor dari luar negeri sementara itu kecenderungan masyarakat membuat basis gigi tiruan semakin meningkat yang mana sebagian besar dari resin akrilik. Bahan ini tidak tersedia di Indonesia dan harus di impor dengan harga mahal dari luar negeri .(G Primaputri.,2007).

Berdasarkan uraian uraian di atas bahwa cangkang telur mengandung kalsium tinggi serta mempunyai ikatan senyawa mineral hidroksiapatit yang terkandung juga dalam tulang dan gigi manusia. Dimana hal itu bisa menjadi salah satu alternatif bahan atau material pengembangan biomaterial aplikasi medis dan bisa lebih meningkatkan nilai mekanik aplikasi gigi tiruan dengan pemanfaatan bahan alternatif itu. Sehingga timbul pemikiran untuk meneliti karakterisasi dan optimasi penggunaan cangkang telur itik sebagai penguat pada pembuatan aplikasi gigi tiruan.

B. Rumusan Masalah

Adapun rumusan masalah dalam penelitian ini adalah :

1. Bagaimana mengkarakterisasi cangkang telur itik ?
2. Bagaimana membuat aplikasi gigi tiruan dengan menggunakan bahan powder self curing resin akrilik dengan menggunakan bahan penguat cangkang telur itik?
3. Bagaimana mengetahui nilai mekanik serta nilai optimasi parameter aplikasi gigi tiruan dengan bahan penguat cangkang telur itik?

C. Tujuan Penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk:

1. Mengkarakterisasi cangkang telur itik dengan menggunakan uji XRF, uji XRD, uji FTIR
2. Membuat aplikasi gigi tiruan dari bahan gigi tiruan yaitu powder self curing resin akrilik menggunakan bahan penguat cangkang telur itik?
3. Mengetahui nilai uji mekanik serta nilai optimasi parameter aplikasi gigi tiruan bahan penguat cangkang telur itik.

D. Manfaat Penelitian

Penelitian ini ditujukan untuk memperoleh beberapa manfaat, yaitu:

1. Memberikan informasi mengenai karakterisasi bahan biokeramik cangkang telur itik yang bisa diaplikasikan pada gigi tiruan.
2. Hasil pembuatan aplikasi gigi tiruan dari cangkang telur itik yang dapat diaplikasikan dalam dunia kedokteran gigi.
3. Menunjang perkembangan ilmu pengetahuan dan teknologi bahan biomaterial di Indonesia pada umumnya serta aplikasi pada bidang medis dan kedokteran gigi pada khususnya.
4. Memanfaatkan sumber daya alam yang semula tidak bernilai ekonomis sehingga dapat meningkatkan taraf hidup masyarakat.

E. Kebaruan/Novelty Penelitian

Kajian cangkang telur itik sebagai bahan biokeramik yang mempunyai kandungan kalsium tinggi dapat di jadikan sebagai salah satu alternative bahan penguat dalam pembuatan aplikasi gigi tiruan.

Dalam cangkang telur itik terdapat unsur – unsur mineral dalam bentuk senyawa seperti CaCO_3 , CaPO_4 , MgCO_3 dan MgPO_4 , yang mana unsur - unsur ini bisa di jadikan bahan penguat gigi tiruan sehingga menghasilkan gigi tiruan yang lebih baik, biocompatible, bioactive dan oosteoconduktif.

Kajian perlakuan pada campuran komposisi bahan gigi tiruan dalam pembuatan aplikasi gigi tiruan dengan menggunakan bahan penguat telah dilakukan khususnya penggunaan serbuk cangkang telur. Namun metode perlakuan dengan penambahan serbuk cangkang telur itik masih kurang dilakukan karena yang selama ini yang banyak di teliti dan digunakan adalah serbuk cangkang telur ayam dan tulang sapi, kerang, tiram, karang, tulang ikan, cangkang kepiting dan lain lain.

Penggunaan metode optimasi dalam sampel aplikasi gigi tiruan masih kurang dilakukan. Sehingga mendorong penulis untuk mengambil topik penelitian ini dalam disertasinya.

F. Ruang Lingkup Penelitian

Adapun ruang lingkup yang dilakukan dalam penelitian ini adalah:

1. Metode yang dilakukan adalah metode eksperimen di laboratorium
2. Bahan biokeramik yang digunakan untuk karakterisasi kalsium adalah cangkang telur itik.
3. Cangkang telur itik di karakterisasi dengan metode XRD, XRF dan FTIR
4. Cangkang telur itik dikalsinasi 850°C , 900°C dan 950°C selama 1 jam.
5. Aplikasi gigi tiruan berbahan resin akrilik dengan penguat cangkang telur itik di cetak berbentuk persegi panjang dengan panjang 1,5 cm dan lebar 1 cm.

6. Perlakuan kalsinasi pada sampel aplikasi gigi tiruan 850°C, 900°C dan 950°C pada mesh 200 dan mesh 400.
7. Pengujian mekanik pada aplikasi gigi tiruan yaitu uji tekan.
8. Pengujian optimasi dengan Metode Taguchi.

G. Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan disertasi hasil penelitian dalam penelitian ini meliputi:

Ringkasan; yang menguraikan secara singkat dan jelas tentang latarbelakang, masalah, tujuan yang akan dicapai, metode yang digunakan dalam mencapai tujuan, manfaat yang diperoleh serta luaran yang dihasilkan.

Bab I. Pendahuluan; menjelaskan tentang latarbelakang penelitian yang didukung dengan penelitian yang telah dilakukan peneliti-peneliti sebelumnya. Pendahuluan ini juga meliputi rumusan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian, kebaruan/novelty penelitian, ruang lingkup penelitian, sistematika penulisan dan penelitian terdahulu.

Bab II. Tinjauan Pustaka; bab ini memuat tentang kajian literatur dari berbagai sumber yang meliputi jurnal, buku, dan terbitan lainnya yang relevan dengan objek penelitian. Kajian-kajiannya meliputi gigi manusia meliputi struktur gigi, pembentukan gigi, enamel, hidroksiapatit, n n bahan gigi tiruan, cangkang telur itik, kehalusan butir, resin akrilik, pengujian kimia, pengujian mekanik meliputi uji tekan.

Bab III. Metode Penelitian; bab ini meliputi rancangan kegiatan penelitian termasuk prosedur penelitian dan diagram alir penelitian, waktu dan lokasi penelitian, bahan dan alat eksperimen, Populasi sampel, teknik pengumpulan data, definisi operasional, dan teknik analisa data.

Bab IV. Hasil dan Pembahasan; memuat hasil penelitian yang diperoleh secara eksperimen dengan melakukan karakterisasi bahan gigi tiruan yaitu resin akrilik, serta cangkang telur itik dengan uji XRD, XRF dan FTIR kemudian membuat sampel gigi tiruan dengan variasi komposisi

bahan resin akrilik serta serbuk cangkang telur itik sebagai suplemen yang bervariasi dengan suhu kalsinasi $T = 850^{\circ}\text{C}$ dan $T = 950^{\circ}\text{C}$ dan 950°C dengan variasi mesh yaitu mesh 200 dan mesh 400. Kemudian dilakukan pengujian mekanik yaitu uji tekan. Hasil kajian yang diperoleh ditampilkan dalam bentuk tabel, grafik dan gambar. Pembahasan terhadap tabel, grafik dan gambar dalam bentuk narasi untuk menjawab tujuan yang akan dicapai dalam penelitian.

Bab V. Penutup; meliputi kesimpulan dan saran-saran. Penulisan kesimpulan didasarkan hasil pembahasan yang disesuaikan dengan tujuan yang ingin dicapai dalam penelitian. Selanjutnya, saran-saran diperlukan untuk menjelaskan kekurangan-kekurangan yang diperoleh sekaligus dapat disampaikan rekomendasi penelitian lanjutan.

Daftar Pustaka; memuat tentang daftar literatur yang digunakan untuk mengkaji penelitian yang relevan dengan penelitian ini. Literatur ini meliputi jurnal-jurnal terbaru, buku-buku yang relevan, dan literatur lainnya yang relevan.

Lampiran; memuat sumber data termasuk data primer dan sekunder. Termasuk gambar-gambar sampel dan hasil foto XRD, XRF, FTIR dan uji tekan

H. Penelitian Terdahulu

Beberapa rujukan penelitian yang digunakan dalam penelitian ini seperti pada Tabel 1.2.

Tabel 1. 2 Penelitian Terdahulu sebagai Rujukan Penelitian

Penulis/Jurnal	Judul	Metodelogi	Variabel	Hasil Penelitian
Nurlalela Rauf, Sri Suryani, Suarni,Hendrik, Sidik Saputra/ Prosiding SNF, MKS,2013	Pengaruh Komposisi Bahan Terhadap Kekerasan Gigi Buatan Berbasis Keramik	<ul style="list-style-type: none"> • Pengujian komposisi kimia bahan sampel gigi buatansebelum kalsinasi • Pengujian uji tekan dan kekerasan 	•Variasi serbuk cangkang telur dengan komposisi bahan sampel gigi buatan yang konstan	•Kekerasan sampel dengan penambahan cangkang telur lebih tinggi jika di bandingkan sampel tanpa cangkang telur Komposisi senyawa oksida utama yaitu

Penulis/Jurnal	Judul	Metodologi	Variabel	Hasil Penelitian
			<ul style="list-style-type: none"> • Variasi suhu kalsinasi 800°C, 900°C, 1000°C • Mesh 300 	SiO ₂ berkisar 39,50% sampai 61,28%; CaO berkisar 26,36% sampai 56,87%; Al ₂ O ₃ berkisar 3,04% sampai 13,35%
Ihfa Indra Nurnaidah, Nurlaela Rauf, Dahlang Tahir, 2013, Physic Departemen, Hasauddin University	Pembuatan Gigi Buatan Berbasis Bahan Porselen Fisisnyaan Pengujian Sifat	<ul style="list-style-type: none"> • Pengujian XRF bahan feldspar, silika, kaolin dan serbuk cangkang telur • Pengujian XRF gabungan komposisi feldspar, silika, kaolin dan serbuk cangkang telur • Pengujian fisika (uji kehalusan butir bahan gigi) • Kalsinasi sampel dengan T=800°C, T=900°C dan T=1000°C <p>Sampel bahan gigi buatandiuji mekanik yaitu uji kekerasan</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Variasi berat serbuk cangkang telur dengan bahan feldspar, silika, kaolin konstan • Variasi suhu kalsinasi Variasi mesh 	<ul style="list-style-type: none"> • Hasil uji sifat kimia bahan feldspar, silika, kaolin dan serbuk cangkang telur ayam dapat digunakan membuat gigi tiruan • Suhu kalsinasi 800°C-900°C susut bakar kurang dari 30% sedangkan suhu 1000°C susut bakarnya <p>Nilai kekerasan pada suhu bakar 800°C sangat rendah, pada T=900°C bisa terukur dan 1000°C nilai kekerasannya paling kuat</p>
Endang, N. Rauf Journal Of Physics: Conference Serie, 2019	Analysis Calcium Concentration of Crab /shells on Variation of Temperature and Bioceramic Material	Pengujian komposisi kimia sampel dengan XRF dan FTIR yaitu feldspar, silika, kaolin dan serbuk cangkang kepiting dengan menggunakan lem opaque dengan bentuk kotak ukuran 1x1 cm	Variasi serbuk cangkang kepiting dengan komposisi bahan sampel gigi buatan yaitu feldspar, silika kaolin Variasi suhu kalsinasi 100°C, 900°C	Komposisi senyawa oksida utama CaO bernilai 19,44%, SiO ₂ bernilai 66,84%, Al ₂ O ₃ bernilai 19,44%, Fe ₂ O ₃ bernilai 0,63%, K ₂ O bernilai 0,39%
Marwah ulfah S, dkk, Proceeding of the 6 th Mulawarman Pharmaceuticals Conferences, ISSN, 2614-4778, 2017	Formulasi Pasta Gigi dari Limbah Cangkang Telur Itik	Penentuan kalsium dengan metode titrasi kompleksometri	Optimasi basis dengan variasi gliserin dengan Na CMC Evaluasi fisik pada basis	Kandungan kalsium tertinggi 7,53% Basis optimum ada konsentrasi 1% dengan konsentrasi Na cmc

Penulis/Jurnal	Judul	Metodologi	Variabel	Hasil Penelitian
			Basis terbaik uji fisik	
Zulkarnaj dkk, Jurnal Mekanikal , vol 7 No 1 646-651,2016	Penambahan serbuk tulang sapi terhadap kekuatan dan strutur mikro	Pembuatan hidroksiapatit dengan cara penghancuran tulang sapi dengan crusher dan penggilingan Kemudian dikalsinasi pada t=720°C dan 800°C	Pengujian serbuk cangkang telur dengan SEM dan EDX	
Marwah Ulfa Syurgana, dkk DOI: http://doi.org/10.25026/mpc.v6il.275	Formulasi Pasta Gigi dari Limbah Cangkang Telur Itik	Penentuan kadar kalsium dengan titrasi kompleksimetri , optimasi basis dengan variasi gliserin dan Na CMC kemudian dilakukan uji stabilitas fisik	Cangkang telur itik gliserin , Na CMC	
Afrizal, Gunawar ma, Surya Teknik Vol 1 No 4, 2016	Analisa struktur Mikro Material Substitusi Hidroksiapatit Cangkang Kerang Darah dan Resin Akrilik Bahan Pembuat Gigi untuk aplikasi Gigi Tiruan	Hidroksiapatit Cangkang Kerang darah di hasilkan melalui proses mekanik, ayakan dan kalsinasi dan kemudian di campurkan kedalam bahan sintetik gigi tiruan dengan berbagai formula	Variasi bahan kalsium cangkang darah, resin akrilik dengan formula konstan campuran resin akrilik	
Joseph Gunawan, dkk Majalah Kedokteran gigi Indonesia Vol 2 No 3 , ISSN 2460-0164, 2017,	Perbandingan Porselen Kedokteran Gigi Swa Sintesis Berbahan Baku Feldspar PAngaribuan dan Sukabumi	Sintesis bubuk porselen dengan cara pencampuran dan fritting, pembuatan porselen engan proses sintering sehingga menghasilkan padat porselen dan pengujian hasil porselen dengan XRD	-komposisi 1: menggunakan feldspar pangaribuan dimana: 65% feldspar, 25%wt silika, 5%kaolin, 5% wt garam kalium, -komposisi 2:	

Penulis/Jurnal	Judul	Metodelogi	Variabel	Hasil Penelitian
Nuchnapa Tangboriboon, Sairung Changkhamcho m dan Anuvat Sirivat , TEKNOLOGI MATERI https://doi.org/10.1080/10667857.2019.1699262	Effect dari menanamkan cangkang telur untuk membentuk kalsium feldspar sebagai flux in porcelain melalui proses slip casting untuk aplikasi bio-dental dan medis	Serbuk cangkang telur ayam didapatkan melalui perlakuan mekanik, dikalsinasi T=900°C selama 1 jam kemudian Porselen yang dicampur dengan air, natrium silikat, dan bubuk kulit telur ayam digiling dengan gilingan berkecepatan tinggi untuk 80 pada konsentrasi kulit telur 0%, 20%, 40%, dan 60% v / v, kemudian diendapkan selama 12 jam dan dibakar suhu 600°C, 700°C, 800°C, 900°C selama 1 jam kemudian uji sifat fisik dan kimia	Menggunakan feldspar sukabumi dimana : 65% wt sukabumi, 25%wt silika, 5% wt garam kalium, silika dari Belitung, kaolin dari Sukabumi, garam kalium dari took bahan kimia Komposisi sampel variasi bubuk kulit cangkang telur ayam dan komposisi tetap Tanah liat, H ₂ O, Natrium silikat	

Hasil penelitian Zulkarnain dkk, (2016) berhasil membuat serbuk olahan tulang sapi sebagai bahan pembuat gigi dengan HA 35% hingga 65% dengan menggunakan metode 2 kali penggilingan dengan ball mill dan 4 kali kalsinasi.

Hasil penelitian Diode Yonata dkk., (2017) memperkuat keunggulan cangkang telur itik dibandingkan unggas lainnya, termasuk cangkang telur ayam dengan menggunakan pelarut aquades, HCL, CH₃COOH, dan NaOH. Diperoleh kadar kalsium itik tertinggi sebesar 8% dengan menggunakan pelarut CH₃COOH. Unggas yang diamati dalam penelitian mereka adalah ayam buras, ayam ras, itik dan puyuh. Sementara tanpa pelarutpun, kadar kalsium itik memberikan angka yang tertinggi 10.11% diikuti puyuh sebesar 9.69%. Nilai rendemen juga memperlihatkan prosentase yang tertinggi mendekati 100%, terutama dengan menggunakan pelarut aquades dan NaOH.

Penelitian tentang penggunaan cangkang telur untuk suplemen bahan pembuatan gigi tiruan telah dilakukan oleh (Onwubu, 2017) yang menyimpulkan bahwa EPAM (*Eggshell Powder Abrasive Material*) secara alami dapat menggantikan kalsium, yang umumnya digunakan sebagai bahan abrasif gigi dan EPAM dapat mengurangi masalah pembuangan limbah sekaligus memungkinkan manfaat ekonomi dari penggunaan limbah buangan telur. Peneliti sebelumnya juga telah melakukan penelitian mengenai cangkang telur ayam yang dapat di gunakan dalam membuat gigi buatan dan kesimpulannya bahwa dengan penambahan cangkang telur ayam dalam campuran bahan dasar pemtiruangigi buata dapat menambah kekerasan gigi tiruan. Hal ini ditunjukkan dari hasil uji kekerasan yang mendekati kekerasan gigi asli (dentine) yaitu 68 kg/mM²(Rauf, Suryani and Saputra, 2013)

Shih-Ching Wu et al., (2013) melakukan studi dengan menggunakan metode hidrotermal sederhana untuk mendapatkan partikel nano hidroksiapatit (HA) dari cangkang telur dengan menggunakan 3 jenis ekstrak limbah buah: anggur, ubi jalar, dan jeruk Bali. Nanopartikel hasil sintesis ini telah dikarakterisasi dengan difraksi sinar-X, spektroskopi inframerah transformasi Fourier, dan pemindaian. Hasil penelitian menunjukkan bahwa waktu reaksi termal hidro dan jumlah biomolekul mempengaruhi bentuk produk, ukuran, dan morfologi kristal HA sintesis. HA

yang diambil dari kulit jeruk bali menunjukkan rasio aspek yang baik dengan bentuk fisik yang mirip dengan struktur HA kristal dari tulang manusia alami. HA disintesis dari serbuk kulit telur mengandung beberapa elemen penting, seperti Na, Mg, dan Sr. Dua tahun kemudian, Shih-Ching Wu et al., (2015) mendemonstrasikan sintesis serbuk HA menggunakan dikalsium fosfat dehidrasi ($\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, DCPD) dan serbuk kulit telur melalui mesin *ball milling* dan perlakuan panas. Pembentukan fasa HA dimulai dengan melakukan sintering pada sampel giling 1 jam pada suhu 1000°C selama 1 jam, sedangkan fasa HA murni dapat diperoleh pada sampel giling 10 jam. Selain itu, produk akhir yang terdiri dari kalsium fosfat bifasik (kristal HA + kristal β -TCP) dapat dengan mudah dibuat dengan *ball milling* selama 5 jam diikuti dengan perlakuan panas pada 1000°C selama 1 jam. Puncak karbonat yang diamati dalam analisis FTIR dari HA yang telah disiapkan sangat cocok dengan karbonat tipe A dan B, yang merupakan tipikal dari apatit biologis. Komposisi unsur HA yang disintesis menunjukkan adanya Ca, P, Mg, dan Sr.

Hasil penelitian Achanai Buasri et al., (2013) yang mengkomparasi cangkang telur dari 8 jenis ayam dan 6 jenis cangkang telur itik produksi lokal Thailand seperti pada Tabel 1. Peneliti menggunakannya sebagai bahan baku pemtiruankatalis katalis heterogen dalam produksi biodiesel. Sebelum digunakan, kandungan kalsium karbonat (CaCO_3) dalam cangkang limbah diubah menjadi kalsium oksida (CaO) dengan kalsinasi pada $600\text{-}900^\circ\text{C}$ selama 4 jam. Sifat fisikokimia katalis oksida padat dikarakterisasi dengan metode difraksi sinar-X (XRD), fluoresensi sinar-X (XRF), mikroskop elektron scanning (SEM) dan metode Brunauer-Emmett-Teller (BET).

Perbedaan komposisi kimia cangkang telur itik dan ayam telah diuraikan di bagian latar belakang dari hasil penelitian Achanai Buasri et al., (2013).

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

A. Gigi Manusia

Gigi merupakan bagian tubuh yang sangat penting. Gigi berfungsi untuk memotong dan memperkecil bahan-bahan makanan pada saat mengunyah dan untuk memproduksi dan mempertahankan suara. Gigi berfungsi juga untuk mempertahankan jaringan penyangga agar tetap dalam kondisi yang baik dan terikat dengan erat pada lengkungan gigi, serta membantu dalam perlindungan dari jaringan yang menyangganya. Bentuk gigi dan kesejajaran yang normal dapat menjamin pengunyahan yang efisien, membantu menjamin usia dan posisi gigi dalam rahang, dan melindungi jaringan yang mudah terluka dengan kontur yang terlindung (Wangidjaya, 2014).

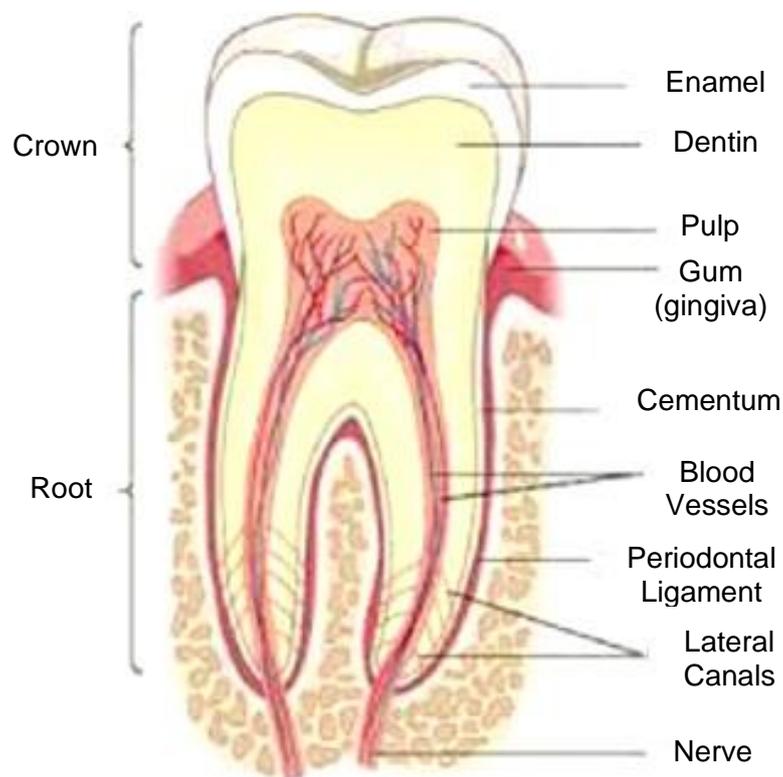
Gigi merupakan satu kesatuan dengan anggota tubuh lain. Kerusakan pada gigi dapat mempengaruhi kesehatan anggota tubuh lainnya, sehingga akan mengganggu kegiatan sehari-hari (Nurhidayat dkk, 2012). Gigi bagian atas dan bawah memiliki penonjolan dan permukaan yang saling berhadapan sehingga susunan gigi bagian atas sesuai dengan susunan bagian bawah. Kesesuaian ini disebut Oklusi, yang memungkinkan untuk menangkap dan menggiling partikel makanan yang sekecil apapun diantara permukaan gigi (Guyton, 2006).

1. Struktur Gigi

Struktur atau susunan dari tiap gigi manusia terdiri dari:

1. Jaringan yang mengandung bahan kapur terdiri dari jaringan enamel, jaringan dentin/tulang gigi, dan jaringan sementum. Enamel dan sementum adalah bagian luar yang melindungi dentin. Sedangkan dentin merupakan bagian pokok dari gigi yang diliputi oleh jaringan enamel (korona) dan jaringan sementum (akar), dan merupakan bagian terbesar dari gigi dan dinding yang membatasi dan melindungi rongga yang berisi jaringan pulpa.

2. Jaringan pulpa yang terdapat dalam rongga pulpa sampai foramen apical, umumnya mengandung bahan dasar, bahan perekat, sel saraf yang peka terhadap rangsangan mekanis, termal dan kimia.
3. Rongga pulpa, terdiri dari:
 - a) Tanduk pulpa, yaitu ujung ruang pulpa.
 - b) Ruang pulpa, yaitu pulpa di korona gigi.
 - c) Saluran pulpa, yaitu saluran di akar gigi, kadang bercabang dan ada saluran tambahan.
 - d) Foramen apical, yaitu lubang di apeks gigi, tempat masuknya jaringan pulpa ke rongga pulpa.



Gambar 2. 1 Struktur Anatomi gigi manusia

2. Pembentukan Gigi

Proses pembentukan gigi dimulai dari invaginasi epitel mulut ke bagian dalam lamina dentis, yang diikuti dengan pertumbuhan organ pembentuk gigi. Sel sel epitel di bagian bawah berinvaginasi ke atas ke

dalam bagian tengah untuk membentuk ruang pulpa dan juga membentuk odontoblas yang menyekresi dentin. Jadi, enamel di bentuk di bagian luar gigi, dan dentin di bentuk di sisi dalam (Guyton, 2016).

Proses selanjutnya dilanjutkan dengan pembentukan akar gigi. Pembentukan akar dimulai ketika gigi belum erupsi secara sempurna di dalam rongga mulut, setelah akar terbentuk lengkap kemudian cementum gigi menutupi seluruh akar gigi. Selanjutnya terbentuk jaringan pulpa yang berfungsi memberikan pasokan darah dan saraf pada gigi. Pulpa gigi merupakan organ yang berasal dari jaringan ikat yang mengandung pembuluh darah arteri, vena, sistem limpatik dan saraf, fungsi utamanya untuk membentuk dentin gigi. Pembentukan gigi dikatakan lengkap saat ujung apikal gigi selesai terbentuk. Proses ini akan terus berlangsung secara perlahan sepanjang kehidupan (Firdaus dkk, 2013).

Selama masa kanak-kanak awal, gigi mulai menonjol ke luar dari tulang rahang ke atas melalui epitel mulut menuju ke dalam rongga mulut. Selama masa embrio, ada suatu organ pembentuk gigi yang juga tumbuh di bagian lamina dental yang lebih dalam pada setiap gigi permanen yang nantinya dibutuhkan sewaktu gigi desidua lepas. Selama sampai 20 tahun pertama kehidupan, organ pembentuk gigi ini secara lambat membentuk gigi permanen. Bila setiap gigi permanen sudah terbentuk sempurna maka gigi ini terdorong keluar dari rahang (Guyton, 2016)

Kecepatan pertumbuhan dan kecepatan erupsi gigi dapat dipercepat oleh hormon tiroid dan hormon pertumbuhan. Selain itu, penimbunan garam dari awal pembentukan gigi dapat sangat dipengaruhi oleh berbagai faktor metabolisme, misalnya tersedianya kalsium dan fosfat dalam diet, jumlah vitamin D yang ada, dan kecepatan sekresi hormon paratiroid atau parathormon (PTH). Bila semua faktor ini normal, maka dentin dan enamel yang terbentuk sehat, tetapi bila faktor-faktor ini kurang maka proses kalsifikasi gigi juga tidak

sempurna sehingga selama hidup gigi mengalami kelainan (Gutton, 2016)

Tahap tahap pembentukan gigi menurut Wangidjaja (2014), tahap-tahap pembentukan gigi terdiri dari:

1. Tahap Inisiasi; tahap ini merupakan penebalan jaringan etodermal dan merupakan gambaran morfologi pertama dari perkembangan gigi.
2. Tahap Proliferasi; proliferasi adalah gejala dimana proyeksi dari lamina gigi meluas sampai ke dasar mesenkim pada tempat yang khusus dan membentuk primordia dari gigi primer (*organ enamel*).
3. Tahap Histodiferensiasi; pada tahap ini terjadi perubahan bentuk organ gigi dari bentuk topi ke bentuk lonceng. Terjadi karena kegiatan inti sel membelah diri (*mitotik*). Proliferasi dari sel-sel sekitar perifer dan pada bagian dalam diri cekungan organ enamel.
4. Tahap Morfodiferensiasi; pada tahap ini, pola morfologi atau bentuk dasar dan ukuran relatif dari gigi akan dibentuk. Tahap lonceng yang berlanjut menandai tidak hanya histodiferensiasi yang aktif tetapi juga suatu tahap penting morfodiferensiasi dari korona dengan menggarisluarkan *dentino enamel junction* yang akan datang.
5. Tahap Aposisi; aposisi adalah pengendapan matriks dari struktur jaringan keras gigi. Pertumbuhan aposisi dari enamel dan dentin adalah pengendapan yang berlapis-lapis dari matriks ekstraselular.
6. Tahap Kalsifikasi; kalsifikasi terjadi dengan pengendapan garam-garam kalsium anorganik selama pengendapan matriks. Kalsifikasi dimulai selama pengendapan matriks oleh endapan dari suatu nidus kecil, selanjutnya nidus garam-garam kalsium anorganik bertambah besar oleh penguat lapisan-lapisan yang pekat.
7. Tahap Erupsi; pergerakan gigi ke arah rongga mulut dimulai ketika gigi masih di dalam tulang rahang. Erupsi merupakan proses yang terus menerus dimulai segera setelah mahkota terbentuk.

3. Enamel

Enamel, berasal dari jaringan ektoderm, susunannya agak istimewa yaitu penuh dengan garam-garam Ca. bila dibandingkan dengan jaringan-jaringan gigi yang lain, enamel adalah jaringan yang paling keras, paling kuat, oleh karena itu ia merupakan pelindung gigi yang paling kuat terhadap rangsangan-rangsangan pada waktu pengunyahan (Wangidjaja, 2014).

Enamel ini terdiri atas kristal hidroksiapatit yang sangat besar dan sangat padat. Kristal hidroksiapatit ini mengalami adsorpsi dengan karbonat, magnesium, natrium, kalium, dan ion-ion lain yang tertanam dalam anyaman serat protein kuat dan hampir tidak larut, yang mirip dengan sifat fisik (tetapi tidak identik dengan sifat kimiawinya) keratin pada rambut. Struktur garam-garam kristal itu menyebabkan enamel sangat keras, jauh lebih keras dari dentin. Anyaman serat protein khusus, walau hanya kira-kira 1 persen dari massa enamel, menyebabkan enamel sangat tahan terhadap asam, enzim, dan bahan korosif lainnya. Hal ini terjadi karena protein ini merupakan salah satu protein yang dikenal tidak dapat larut sama sekali dan sangat resisten (Guyton, 2006).

Enamel tidak mempunyai kemampuan untuk menggantikan bagian-bagian yang rusak, oleh karena itu begitu gigi erupsi, akan terlepas dari jaringan lainnya yang ada di dalam gusi/rahang. Akan tetapi ada hal-hal lain yang dapat memperkuat enamel yaitu begitu gigi erupsi, lalu terjadi perubahan-perubahan susunan kimia sehingga enamel akan lebih kuat menghadapi rangsangan-rangsangan yang diterimanya (Wangidjaja, 2014).

Berikut ini adalah standar komposisi kimia bahan porselen pada beberapa aplikasi keramik gigi (Anusavice, 2004).

Tabel 2. 1 Komposisi Kimia dari Porselen Gigi

Komposisi	Dentin (%)	Email (%)	Porselen Gigi (%)
SiO ₂	66.5	64.7	62.2
Al ₂ O ₃	13.5	13.9	18.7
CaO	-	1.7	14.7
Na ₂ O	4.2	7.5	-
K ₂ O	7.1	7.3	12.2

Sumber: Yamada H. and Grenoble P: Dental Porcelain – *The State of art. University of Southern California Proceedings*, 1977,p.26.

B. Cangkang Telur Itik

Cangkang telur yang membentuk lapisan luar dari telur adalah biokeramik berpori alami. Cangkang telur terdiri dari berbagai lapisan berbeda dapat digambarkan sebagai struktur terorganisasi dengan baik, pembentukan yang dimulai pada segmen berbeda dari saluran sel telur (oviduk). Sejumlah protein yang berbeda (larut dan tidak larut) dan mineral diendapkan selama proses pembentukan cangkang telur. Protein tidak larut berperan sebagai penyusun struktur dan protein larut tertanam di lapisan kapur. Endapan kalsium (Ca) digunakan untuk perkembangan dan pembentukan kerangka embrio (Abid Husain,2009). Cangkang telur itik ditunjukkan pada gambar 2.2.



Gambar 2. 2 Cangkang Telur Itik

Cangkang telur itik terdiri dari bahan organik berupa matriks protein dan bahan kristal inorganik (CaCO_3 , MgCO_3 , dan CaPO_4) (Brainslav Igc,at all.2011) Komposisi cangkang telur itik ditampilkan pada tabel 2.2

Tabel 2. 2 Komposisi Cangkang Telur Itik

Komponen	Berat (%)
Kalsium karbonat (CaCO_3)	94
Magnesium karbonat (MgCO_3)	1
Kalsium fosfat (CaPO_4)	1
Bahan organik	4

Sumber: P.Pankew,at all (2010)

Komposisi kimia cangkang telur itik dapat di lihat pada tabel 2.3

Tabel 2. 3 Komposisi Kimia Cangkang Telur

Senyawa	Komposisi (%)
Protein	1,71
Lemak	0,36
Air	0,93
Serat Kasar	16,21
Abu	71,34

Sumber: Posma A (2008)

Cangkang telur terdiri dari enam lapisan berbeda (dari dalam ke luar), yaitu:

1. Lapisan membran

Lapisan membran merupakan bagian lapisan kulit telur terdalam dan terbagi menjadi lapisan dalam dan membran luar yang menyelubungi seluruh isi telur. Lapisan membran dalam berukuran 20 μm dan mengalami kontak langsung dengan albumen. Lapisan membran luar dimana terletak di atas membran dalam mempunyai ketebalan 50 μm . Lapisan membran dalam dan luar terdiri dari serat protein terjalin dan tersusun sejajar dengan permukaan telur untuk mendukung struktur cangkang telur secara keseluruhan. Lapisan membran sangat mempengaruhi kekuatan cangkang dan mencegah penetrasi mikroba.

Protein pada lapisan membran mengandung *arginine*, *cystine*, asam glutamik, *histidine*, *methionine* dan *proline* dalam jumlah tinggi.

2. Lapisan *mamillary*

Lapisan ini mempunyai ketebalan 70 μm merupakan lapisan ketiga dari kulit telur yang membentuk lapisan terdalam dari bagian kapur dimana menembus membran luar melalui kerucut karbonat. Lapisan ini berbentuk kerucut dengan penampang bulat atau lonjong. Lapisan ini sangat tipis dan terdiri dari anyaman protein dan mineral. Adapun pembentukan awal kristal kalsium karbonat (CaCO_3) terjadi di *knob mamillary*, dimana bahan organik utama yang diendapkan selama pembentukan telur.

3. Lapisan busa

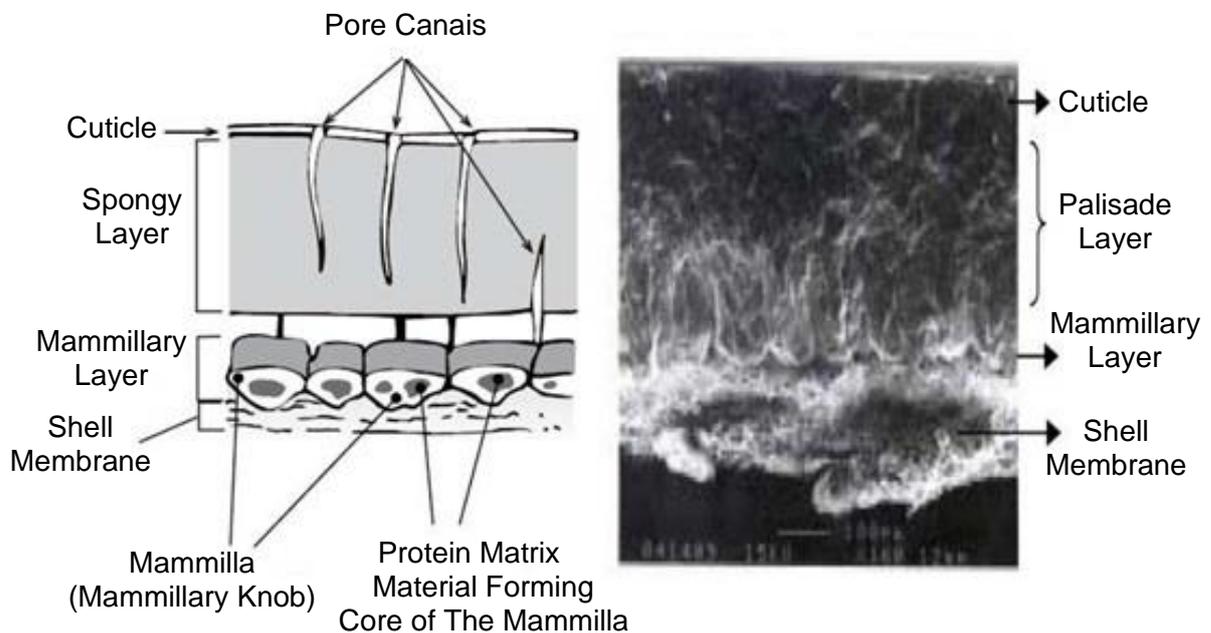
Lapisan ini merupakan bagian terbesar dari lapisan kulit telur. Terdiri dari protein dan lapisan kapur yang terdiri dari kalsium karbonat (CaCO_3), kalsium fosfat (CaPO_4), magnesium karbonat (MgCO_3) dan magnesium fosfat (MgPO_4). Lapisan busa terdiri dari lapisan palisade dan lapisan kristal vertikal. Lapisan palisade (ketebalan 200 μm) terletak di atas lapisan *mamillary* dan membentuk bagian terbesar dari lapisan kapur (kalsifikasi) cangkang telur. Pada lapisan ini, kristal CaCO_3 tumbuh tegak lurus terhadap membran cangkang telur. Selain itu, mengandung sejumlah kecil (2-5%) matriks organik yang tergabung dalam kristal CaCO_3 . Pori-pori terbentuk di lapisan palisade berfungsi sebagai pertukaran gas. Pembentukan pori-pori terjadi ketika kristal yang berdekatan gagal untuk sepenuhnya bergabung satu sama lain sepanjang permukaan sisi sehingga terbentuk celah antara kristal. Lapisan kristal vertikal (ketebalan 8 μm) merupakan lapisan yang sangat

4. Lapisan *kutikula*

Lapisan kutikula adalah lapisan terluar protein transparan tidak larut pada cangkang telur (10-30 μm). Lapisan ini melapisi pori-pori pada kulit telur, tetapi sifatnya dapat dilalui gas sehingga uap air dan gas CO_2 masih dapat keluar. Lapisan ini sebagian besar terdiri dari lapisan

organik dengan kandungan protein 90% dan kandungan tinggi dari *cystine*, *glycine*, asam glutamik, *lysine* dan *tyrosine*. Penyusun polisakarida terdiri dari fukosa, galaktosa, glukosa, heksosamin, manosa, dan asam sialik.

Berdasarkan hasil penelitian, serbuk cangkang telur itik mengandung kalsium sebesar $401 \pm 7,2$ gram atau sekitar 39% kalsium, dalam bentuk kalsium karbonat (CaCO_3). Terdapat pula stronsium sebesar $372 \pm 161 \mu\text{g}$, zat-zat impuritis seperti Pb, Al, Cd, dan Hg terdapat dalam jumlah kecil, begitu pula dengan V, B, Fe, Zn, P, Mg, N, F, Se, Cu dan empat lapisan yang terdapat dalam cangkang telur di tunjukkan pada gambar 2.3.



Gambar 2. 3 Cangkang Telur Itik Sumber: Eko K (2012)

Adapun kandungan nutrisi dalam cangkang telur dapat dilihat pada tabel 2.4

Tabel 2. 4 Komposisi Nutrisi Cangkang Telur

Nutrisi	Kandungan (% berat)
Air, %	29-35
Protein, %	1,4-4
Kalsium, %	35,1-36,4
CaCO ₃ , % dari total Ca	90,9
Phosphorus, %	0,12
Magnesium, %	0,37-0,40
Pottasium, %	0,10-0,13
Sulphure, %	0,09-0,19
Alanin, %	0,45
Arginine, %	0,56-0,57
Asam aspartic, %	0,83-0,87
Csyline, %	0,37-0,41
Asam glutamic, %	1,22-1,26
Glycine, %	0,48-0,51
Histidine, %	0,25-0,30
Isoleucine, %	0,34
Leucine, %	0,57
Lycine, %	0,37
Methionine, %	0,28-0,29
Phenilalanine, %	0,54-0,62
Proline, %	0,64-0,65
Serine, %	0,45-0,47
Thereonine, %	0,45-0,47
Tyrosine, %	0,25-0,26
Valine, %	0,54-0,55

Sumber: Ningsih Purwo Rini (2014)

Cangkang telur terbuat dari matriks organik (4%) terdiri dari membran kulit telur, kutikula dan beberapa zat tertanam di lapisan kalsium karbonat. Adapun matriks protein dibagi dalam 2 kelompok sesuai dengan karakteristik masing-masing, yaitu:

1. Protein putih telur utama telah diidentifikasi dalam cangkang telur. Zat tersebut adalah *ovalbumin*, *lisozim* dan *ovotransferrin*. Protein ini disintesis dan disekresi oleh uterus (organ cangkang telur terkalsifikasi) dan terutama dilokalisasi di lapisan basal dari cangkang telur.
2. Kelompok kedua terbuat dari banyak protein disalurkan pada jaringan lain. *Osteopontin* adalah *glikoprotein terfosforilasi* di dalam

tulang dan ginjal. Protein ini terdapat dalam uterus dan terlokalisasi di cangkang telur. *Clusterin* (protein *sekretori*) juga diidentifikasi sebagai cangkang dan protein putih telur dimana berfungsi sebagai pendamping ekstraseluler (J.Gautron.2006).

Beberapa kajian yang meneliti cangkang telur (*eggshell*) yang dimanfaatkan untuk keperluan manusia, seperti yang diperlihatkan tabel 2.5.

Tabel 2. 5 Penelitian Tentang Cangkang Telur

No.	Author	Aspek Penggunaan
1	Schafsma <i>et al.</i> (2002)	Pengaruh suplemen kalsium cangkang telur terhadap tulang (BMD, Bone Mineral Density)
2	Amu <i>et al.</i> (2005)	Cangkang telur sebagai alternatif menjadi kapur sebagai bahan yang menstabilkan tanah
3	Cecilia <i>et al.</i> (2008)	Cangkang telur yang dapat digunakan sebagai alternatif untuk pasir dalam membuat balok berongga.
4	Amu & Salami (2010)	Cangkang telur yang dilumasi memperbaiki indeks plastic pada sampel tanah laterit
5	Olarewaju <i>et al.</i> (2011)	Bubuk cangkang telur dapat digunakan sebagai pengganti tipe stabilisasi.

Cangkang telur ; cangkang telur memiliki bobot sebesar 11% dari bobot total seluruh telur, kandungan kalsium dari cangkang telur dapat digunakan sebagai sumber yang efektif untuk metabolisme tulang. Komposisi utama dalam cangkang telur kering mengandung sekitar 95% kalsium karbonat dengan berat 5,5 gram (Butcher dan Miles, 1990). Sementara itu, Hunton (2005) melaporkan bahwa kulit telur terdiri atas 97% kalsium karbonat. Selain itu rerata dari kulit telur mengandung 3% fosfor dan 3% terdiri atas magnesium, natrium, kalium, seng, mangan, besi dan tembaga (Buycher dan Miles, 1990). Hasil analisis kandungan cangkang telur menunjukkan kandungan kalsium terdiri atas kalium, kalsium, fosfor dan magnesium, masing masing sebesar 0,121 ; 8,977 ; 0,394 ; 10,541%. Kalsium telur merupakan sumber kalsium alami

terbaik dan sekitar 90% dapat diserap (Bee, 2011). Ini adalah sumber kalsium yang jauh lebih baik daripada sumber batu kapur atau karang. Satu cangkang berukuran medium berukuran sedang dapat dibuat sekitar satu sendok teh bubuk yang menghasilkan sekitar 750 – 800 mg unsur kalsium (Bee, 2011). Kulit telur memiliki banyak garam mineral, 96% kalori cium karbonat (CaCO_3), 1% dari magnesium carbonate MgCO_3 , 1% kalsium fosfat (Ca_3PO_4), dan zat organik lainnya. Berat total 60 g telur terdiri dari sekitar 11%. Kalsium oksida (CaO) dihasilkan dari pirolisis kalsium karbonat pada suhu 900°C dalam 1 jam (Tangboriboon, Changkhamchom and Sirivat, 2020).

1. Komposisi Kimia

a. Cangkang Telur Itik

Tabel 2. 6 Komposisi Kimia Cangkang Telur Itik

Komponen	Berat (%)
Kalsium karbonat (CaCO_3)	98,43
Magnesium karbonat (MgCO_3)	0,84
Kalsium fosfat (CaPO_4)	0,75

Sumber (Didik Ardiansyah,2018)

Tabel 2. 7 Komposisi Organik Cangkang Telur Ayam

Senyawa	Komposisi (%)
Protein	12,8
Lemak	11,8
Karbohidrat	1,0
Komponen lainnya	0,8

Sumber (Juansyah et all.,2009)

b. Cangkang Telur Ayam

Tabel 2. 8 Komposisi Kimia Cangkang Telur Ayam

Komponen	Berat (%)
Kalsium karbonat (CaCO ₃)	94
Magnesium karbonat (MgCO ₃)	1
Kalsium fosfat (CaPO ₄)	1

Sumber (Wulandari, dkk 2012)

Tabel 2.9 Komposisi Organik Cangkang Telur Ayam

Senyawa	Komposisi (%)
Protein	1,71
Lemak	0,36
Air	0,93
Serat Kasar	16,21
Abu	71,34

Sumber (Wulandari, dkk 2012)

2. Kadar Kalsium

Tabel 2.10 Kadar Kalsium Cangkang Telur

Kadar Kaslsium	Berat (%)
Cangkang Telur Itik	16,72g/100g
Cangkang Telur ayam	15,36g/100g

Sumber (Didik Ardiansyah, 2018)

3. Sifat Fisik

Tabel 2.11 Sifat Fisik Cangkang Telur Itik dan Cangkang Telur Ayam

Sifat Fisik	Cangkang Telur Itik	Cakangkan Telur Ayam
Pori-Pori	Lebih Besar	Pori-pori Rapat
Warna Kulit Telur	Putih, <i>Biliverdin</i> , hijau, dan <i>oocyanin</i> untuk warna biru.	Putih, Coklat dan Warnah Coklat Lebih tebal
Bobot	5,5 g/butir	6,0 g/butir
Ketebalan	0,2-0,5 mm	0,2-0,4 mm

Sumber (Wirakusumah, 2011)

Tabel 2.12 Tabel kadar kalsium pada kulit telur ayam, ayam non ras dan itik yang diendapkan menjadi kalsium karbonat

No.	Jenis cangkang telur	Kadar kalsium (g/100g)
1.	Kulit telur ayam ras	15,36±0,30 g/100g
2.	Kulit telur ayam non ras	14,51±0,18 g/100g
3.	Kulit telur itik	16,72±0,26 g/100g

Sumber: Utomo (2011)

Tabel 2.13 Komposisi kimiawi dari bahan mentah dan produk tanah liat porselin

Komposisi Kimia (100 Wt)	Slip Poselen (bubur)	Bubuk Kulit Telur
SiO ₂	69.90	-
Al ₂ HAl ₃	21.00	-
Fe ₂ HAl ₃	0.85	-
MgO	0.34	-
CaO	0.18	-
Na ₂ HAl	0.94	-
K ₂ HAl	3.95	0.21
TiO ₂	0.23	-
CaCO ₃	-	96.46
P ₂ HAl ₅	-	0.80
BEGITU ₃	-	1.79
SrO ₂	-	779 ppm
Kehilangan pengapian (% wt)		

Sumber: (Tangboriboon, Changkhamchom and Sirivat, 2020)

Tabel 2.14 Komposisi Kimia Bahan Porselen Gigi

Bahan	Kadar Oksida (%)								
	SiO ₂	Al ₂ O ₃	Fe ₂ O ₃	CaO	MgO	K ₂ O	SO ₃	Cl	LOI
Felspar	2.82	0.47	0.29	47.6	1.81	0.08	0.38	0.00	39.37
Kuarsa	94.6	1.40	3.78	1.20	0.14	0.17	0.03	0.02	1.09
Kaolin	44.6	43.0	0.78	0.11	0.19	0.56	0.26	0.00	0.30

Sumber: Ihfa Indira, dkk,(2013)

Tabel 2. 15 Komposisi Keramik Gigi

Bahan	Fungsi
Feldspar (mineral alami yang terdiri dari kalium [K ₂ O], soda [Na ₂ O], alumina dan silika).	Ini adalah komponen sekering terendah, yang meleleh terlebih dahulu dan mengalir selama kalsinasi, memulai komponen ini menjadi massa padat.
Silika (Kuarsa)	<ul style="list-style-type: none"> • Memperkuat restorasi porselen yang dibakar. • Tetap tidak berubah pada suhu yang biasanya digunakan dalam kalsinasi porselen dan dengan demikian berkontribusi pada stabilitas massa selama pemanasan dengan menyediakan kerangka kerja untuk bahan lainnya.
Kaolin (Al ₂ HAI ₃ . 2 SiO ₂ . 2H ₂ O - Aluminosilikat terhidrasi)	<ul style="list-style-type: none"> • Digunakan sebagai pengikat. • Meningkatkan kemampuan cetakan dari porselen yang tidak dikosongkan. • Memberikan opasitas ke produk porselen jadi.
Pengubah kaca, misalnya oksida K, Na, atau Ca atau oksida basa	Mereka mengganggu integritas jaringan silika dan bertindak sebagai fluks. Untuk memberikan
Pigmen warna atau frit, misalnya Fe / Ni oksida, Cu oksida, MgO, TiO ₂ , dan Co oksida. Oksida Zr / Ce	keteduhan yang sesuai untuk restorasi.
/ Sn, dan oksida Uranium	Untuk mengembangkan opasitas yang sesuai.

Sumber: (Babu *et al.*, 2015)

Tabel 2. 16 Komposisi kimiawi dari bahan mentah dan produk tanah liat porselen.

Komposisi kimia (% wt)	Slip porselen	
	(Bubur)	Bubuk kulit telur
SiO ₂	65.90	-
Al ₂ HAl ₃	21.00	-
Fe ₂ HAl ₃	0.85	-
MgO	0.34	-
CaO	0.18	-
Na ₂ HAl	0.94	-
K ₂ HAl	3.95	0.21
TiO ₂	0.23	-
CaCO ₃	-	96.46
P ₂ HAl ₅	-	0.80
BEGITU ₃	-	1.79
SrO ₂	-	779 ppm
Kehilangan pengapian (% wt)	6.61	34.08

Sumber: (Tangboriboon, Changkhamchom and Sirivat, 2020)

C. Bahan Gigi Tiruan (*Resin Akrilik*)

Resin akrilik adalah rantai polimer yang terdiri dari unit-unit metil metakrilat yang berulang. Resin akrilik digunakan untuk membuat basis gigi buatan dalam proses rehabilitatif, untuk pelat ortodonti, maupun restorasi crown and bridge.

Komposisi bahan buatan ini sebagai berikut:

Tabel 2.17 Komposisi dari Resin Akrilik Pembuat Gigi Tiruan

POWDER	<i>Polymer</i>	<i>Butir Polymetakrilat</i>
	<i>Initiator</i>	<i>Peroxide seperti benzoil peroxide</i>
	<i>Pigmen</i>	<i>Salt dari cadmium of iron atau organic dyes</i>
LIQUID	<i>Monomer</i>	<i>Methylmetakrilat</i>
	<i>Cross-Linking</i>	<i>Ethyenglycodimethacrylate</i>
	<i>Agent</i>	<i>Kira kira 10%</i>
	<i>Inhibitor</i>	<i>Hydroquinone</i>
	<i>Aktivator</i>	<i>N-dimethyl-P-toluidinol</i>

Sumber: (Afrizal, 2016)

Dibandingkan dengan alloy seperti Co/Cr dan stainless steel, resin akrilik dapat dikatakan lembut, lemah dan material yang fleksibel. Basis gigi buatandibuat dengan ketebalan yang memadai, kaku, dan kuat. Resin akrilik juga memiliki dampak yang relative rendah terhadap kekuatan dan jika basis ini di jatuhkan pada permukaan kasar, maka kemungkinan terjadinya fraktur adalah tinggi. Dampak kekuatan pada dasarnya adalah ukuran untuk ketangguhan material seperti mengukur energi yang dibutuhkan untuk memulai retak melalui specimen dari dimensi yang diketahui. Crazing terkadang dapat terjadi pada permukaan dari resin akrilik. Ini merupakan seri dari permukaan retak yang memiliki efek melemahkan basis. Angka kekerasan Vicker mengindikasikan bahwa polimer resin akrilik relative lembut, terutama jika dibandingkan dengan alloy (Afrizal, 2016)

1. Klasifikasi Resin

Resin buatan sering disebut plastik. Bahan plastik adalah suatu substansi yang meskipun cukup stabil dimensinya dalam penggunaan normal, bersifat plastic pada beberapa tahap pembuatan. Bahan plastik biasanya merupakan polimer yang bersifat *termoplastik* bila bahan tersebut lunak kembali ketika dipanaskan dan *termoseting* bila tahan terhadap perubahan setelah aplikasi pemanasan lebih lanjut.

Resin buatan terdiri atas molekul- molekul yang amat besar. Bentuk dan morfologi tertentu dari molekul tersebut menentukan apakah plastic merupakan suatu serat, suatu resin yang kaku dan keras, atau suatu produk yang menyerupai karet. Bahan plastic mempunyai pengaruh besar dalam kedokteran gigi dan sekarang digunakan sebagai suatu bahan penutup sealan (bahan pencegah yang digunakan untuk menutup fisura terhadap serbuan bakteri kareogenik), bahan perekat/*bonding*, bahan restorative, bahan pelapis/ vinir, gigi tiruan, dan bahan cetak.

2. Persyaratan Resin Gigi

Polimer metakrilat sangat populer dalam kedokteran gigi karena bahan tersebut ekonomis dan dapat diproses dengan mudah

menggunakan teknik yang relative sederhana. Polimer tersebut mewakili kelompok polimer utama yang mampu memberikan sifat dan karakteristik penting yang dibutuhkan untuk digunakan dalam rongga mulut. Kinerja ini berhubungan dengan:

- a. **Pertimbangan Biologis.** Resin harus tidak memiliki rasa, tidak berbau, tidak toksik dan tidak mengiritasi jaringan mulut. Untuk memenuhi persyaratan ini bahan ini sama sekali tidak boleh larut dalam saliva atau cairan lain yang dimasukkan ke dalam mulut, serta tidak dapat tembus cairan mulut, dalam arti tidak boleh menjadi tidak sehat atau memiliki rasa dan bau tidak dapat diterima. Bila resin digunakan sebagai bahan tambala tau semen, bahan tersebut harus merekat dengan struktur gigi untuk mencegah pertumbuhan mikroba sepanjang pertemuan permukaan gigi- restorasi.
- b. **Sifat Fisik.** Resin harus memiliki kekuatan dan kepegasan serta tahan terhadap tekanan gigi atau pengunyahan, tekanan benturan, serta keausan berlebihan yang dapat terjadi dalam rongga mulut. Bahan tersebut juga harus stabil dimensinya di bawah semua keadaan, termasuk perubahan termal serta variasi- variasi dalam beban. Bila digunakan sebagai basis gigi buatan untuk protesa rahang atas, gaya gravitasinya harus rendah.
- c. **Sifat estetik.** Bahan harus menunjukkan translensi atau transparansi yang cukup sehingga cocok dengan penampilan jaringan mulut yang digantikannya. Bahan juga harus dapat diwarnai atau dipegmentasi, dan harus tidak berubah warnah atau penampilan setelah pembentukan.
- d. **Karakteristik penanganan.** Bahan tidak boleh menghasilkan uap atau debu toksik selama penanganan dan manipulasi. Harus mudah diaduk, dimasukkan, dibentuk dan diproses, serta harus tidak **sintetif** terhadap variasi prosedur penanganan ini. Komplikasi klinis, seperti mencegah masuknya oksigen, kontaminasi saliva, dan kontaminasi darah, hanya boleh sedikit berpengaruh atau tidak sama

sekali terhadap hasil akhir. Sebagai tambahan, produk akhir haruslah mudah dipoles, dan pada keadaan patah yang tidak disengaja, resin harus dapat diperbaiki dengan mudah dan efisien.

- e. **Pertimbangan ekonomis.** Biaya resin dan metode pemrosesannya haruslah rendah, dan proses tersebut tidak memerlukan peralatan kompleks serta mahal.
- f. **Penampilan metakrilat keseluruhan.** Meskipun metakrilat **memenuhi** persyaratan ini dengan cukup baik, tidak ada suatu resin pun yang dapat memenuhi seluruh persyaratan seperti yang dibahas. Keadaan dalam mulut sangat menuntut, dan hanya bahan yang secara kimia paling stabil serta kaku dapat tahan terhadap kondisi tersebut tanpa kerusakan.

3. Polimerisasi

Polimerisasi adalah reaksi intermolekuler berulang yang secara fungsional mampu berlanjut tidak terbatas. Karena senyawa kimia apapun yang memiliki berat molekul 5000 dianggap sebagai molekul makro, kebanyakan molekul polimer dapat disebut sebagai molekul makro. Dalam beberapa contoh, berat molekul dari molekul polimer dapat mencapai 50 juta.

Resin buatan berpolimerisasi secara acak dari tempat tertentu yang telah diaktivasi, jadi, bergantung dari kemampuan rantai untuk tumbuh dari tempat aktivitas tersebut, molekul- molekul dalam suatu bahan polimerik terdiri atas spesies molekuler yang bervariasi dalam tingkat polimerisasinya. Sebagai penguat, distribusi berat molekul tidak selalu mengikuti kurva distribusi normal. Karena distribusi berat molekuler, istilah *berat molekuler* suatu polimer dapat didefinisikan secara berbeda. *Jumlah berat rata – rata molekuler* diperoleh dari $\bar{M}_n = M_0 \bar{x}_n$ dan *berat rata- rata molekuler* diperoleh dari $\bar{M}_w = M_0 \bar{x}_w$ dimana M_0 adalah berat molekuler dari unit struktur, \bar{x}_n adalah jumlah rata- rata tingkat polimerisasi dan \bar{x}_w adalah berat rata- rata derajat polimerisasi.

Besar rata-rata berat polimerisasi ditentukan dengan membagi jumlah total unit monomer dengan jumlah total molekul, sementara berat rata-rata derajat polimerisasi mewakili berat sampel dibagi jumlah mol yang dikandungnya.

Jumlah rata-rata berat molekuler untuk berbagai polimer gigi buatkan komersial bervariasi dari 8000-39.000, tetapi berat molekuler sebesar 600.000 pernah pula dilaporkan. Ikatan silang resin gigi buatan mungkin memiliki berat molekuler yang lebih tinggi.

Secara biologi, adalah pentingnya menyadari bahwa polimerisasi jarang sempurna secara keseluruhan molekul monomer residual dapat keluar dari bahan polimerik. Senyawa dengan berat –molekuler rendah ini kadang-kadang menyebabkan reaksi yang tidak menyenangkan, khususnya reaksi alergi. Monomer residual juga memiliki efek yang menonjol pada berat molekuler polimer. Misalnya nomor residual 0,9% dalam polimer yang dapat secara teoritis memiliki jumlah rata-rata berat molekuler 22.400 bila mengeras sempurna, menurunkan berat molekuler polimer sampai sekitar 7.300.

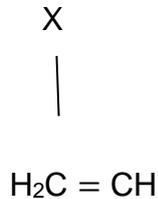
Dengan mempertimbangkan aspek yang telah dibahas, rasio $M_w:M_n$ (disebut *polydispersi*) merupakan ukuran yang berguna dari kisaran distribusi ukuran molekul polimer. Nilai $M_w : M_n$ yang besar menunjukkan kisaran yang amat besar, dengan jumlah bahan yang nyata pada keadaan ekstrem. bila $\overline{M}_w:\overline{M}_n$ sama dengan 1, semua molekul polimer memiliki berat molekuler yang sama yang dan tidak ada penyebaran ukuran molekul.

4. Jenis Resin

Seperti dijelaskan sebelumnya, agar resin buatan dapat digunakan dalam kedokteran gigi, haruslah menunjukkan kestabilan dimensi dan kimia serta harus memiliki sifat yang membuatnya relative mudah dimanipulasi. Bahan tersebut harus kuat, keras tetapi tidak rapuh. Sebagian resin yang digunakan dalam kedokteran gigi akan dibahas disini.

- **Resin Akrilik.**

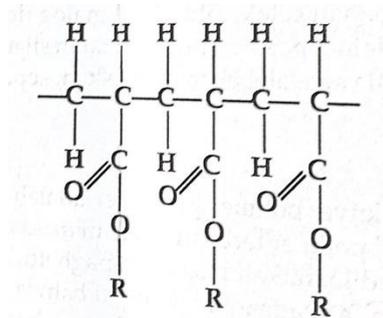
Resin akrilik adalah turunan etilen yang mengandung gugus vinil



Dalam rumus strukturnya. Setidaknya ada 2 kelompok resin akrilik yang menarik bagi kedokteran gigi. Suatu kelompok turunan asam akrilik, $CH_2 = CHCOOH$, dan kelompok lain dari asam metakrilik $CH_2 = C(CH_3)COOH$. Keduanya senyawa ini berpolimerisasi penguat dengan cara yang sama.

Meskipun asam poli ini keras dan transparan, polaritasnya, berkaitan dengan kelompok karboksil, menyebabkan asam tersebut menyerap air. Air cenderung memisahkan rantai-rantai serta menyebabkan pelunakan umum dan mengurangi kekuatan.

Namun, ester dari asam poli inilah yang penting dalam kedokteran gigi. Misalnya, bila R mewakili radikal ester apapun, rumusan untuk plimetakrilat akan menjadi :



Karena R dapat merupakan radikal organik atau anorganik apapun, terdapat bukti bahwa ribuan resin akrilik yang berbeda dapat dibentuk. Pertimbangan ini tidak termasuk kepolimerisasi, yang kemungkinannya lebih besar.

Efek esterifikasi pada titik pelunakan sejumlah senyawa polimetakrilat dapat dilihat pada table ddibawah. Temperature ini selalu pasti untuk polimer non-kristalin seperti polimetakrilat.

Tabel 2. 18 Temperatur Pelunakan Ester-Ester Polimetakrilat

Temperatur Pelunakan Ester-Ester Polimetakrilat

Polimetakrilat	T_g(°C)
Metil	125
Etil	65
<i>n</i> -Propil	38
Isopropil	95
<i>n</i> -Butil	33
Isobutil	70
<i>sec</i> -Butil	60
<i>tert</i> -Butil	76
Fenil	120

Dari Powers PO: Shynthetic Resins and Rubbers. New York, John Wiley, 1943

Untuk rantai pendek, peningkatan panjang sisi rantai menurunkan titik pelunakan atau temperature transisi kaca. Misalnya, poli (*metil metakrilat*) adalah resin paling keras dari kelompoknya dengan temperature pelunakan tertinggi. *Etil metakrilat* mempunyai titik pelunakan dan kekerasan permukaan yang lebih rendah, sementara *n*-propil metakrilat bahkan memiliki titik pelunakan dan kekerasan yang lebih rendah lagi. Bila digunakan isomer dari suatu rantai lurus bahan pembuat ester, temperature pelunakan dari poli (isopropyl metakrilat) lebih besar dibandingkan poli (etil metakrilat), namun temperature pelunakan dari poli(*n*-pripil metakrilat) hanya 38° C. Begitu berat molekul dari rantai lurus gugus alki meningka, titik pelunakan terus menurun sampai diperoleh keadaan cair pada temperatur ruang. Misalnya, poli (dodesil metakrilat) [CH₂ = C(CH₃)COOC₁₂H₂₅] adalah cairan monomer kental pada temperature ruang. Beberapa resin, seperti polimer penguatdari isobutilen, mungkin cair pada temperature sebesar - 70°C.

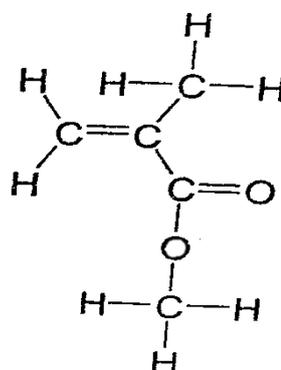
Metil Metakrilat. Poli (metil metakrilat) sendiri tidak banyak digunakan dalam kedokteran gigi untuk prosedur *molding*. Alih-alih, monomer cair metil metakrilat (Gambar dibawah) diaduk dengan

polimer yang berbentuk bubuk. Monomer melarutkan sebagian polimer untuk membentuk adonan plastitis. Adonan ini dimasukkan dalam *mold* yang sudah dipersiapkan, dan monomer dipolimerisasi melalui salah satu cara yang dibahas sebelumnya. Akibatnya, monomer metil metakrilat memegang peran cukup penting dalam kedokteran gigi.

Metil metakrilat adalah suatu cairan bening transparan pada suhu ruang dengan sifat-sifat fisik berikut:

- Titik leleh = -48°
- Titik didih = 100,8°C
- Kepadatan = 0,945g/MI PADA 20°C
- Panas polimerisasi = 12,9 kcal/mol

Bahan tersebut menunjukkan tekanan uap yang tinggi dan merupakan pelarut organik yang baik. Meskipun polimerisasi metil metakrilat dapat diawali oleh sinar ultraviolet, sinar tampak, atau panas, bahan tersebut biasanya dipolimerisasi dalam kedokteran gigi dengan menggunakan inisiator kimia, seperti dijelaskan sebelumnya.



- ***Poli (Metil Metakrilat).*** Poli (metil metakrilat) adalah resin transparan dengan kejernihan yang luar biasa; bahan ini meneruskan sinar dalam kisaran ultra violet sampai sinar dengan

panjang gelombang sebesar 250 nm. Bahan ini merupakan resin keras dengan nilai kekerasan Knoop 18-20. Kekuatan tariknya sekitar 60 MPa dan kepadatannya $1,19 \text{ g/cm}^3$. modulus elastitas sekitar 2,4 GPa (2400MPa).

Resin ini amat stabil. Tidak berubah warnah dalam sinar ultra violet dan menunjukkan sifat tahan lama yang luar biasa. Secara kimia cukup stabil terhadap panas dan melunak pada 125°C , serta dapat dibentuk seperti bahan termoplastik. Antara temperature tersebut dan 200°C terjadi polimerisasi. pada sekitar 450°C , 90% polimer mengalami depolimerisasi menjadi monomer. Poli (*metil metakrilat*) dengan berat molekul tinggi berdegradasi menjadi polimer yang lebih rendah dan pada waktu yang sama bahan tersebut berubah menjadi monomer.

Seperti semua resin akrilik, poli (*metil metakrilat*) menunjukkan kecenderungan menyerap air melalui proses imbibisi. Struktur nonkristalnya mempunyai energy internal yang tinggi; jadi difusi molekuler dapat terjadi ke dalam resin, karena diperlukan sedikit energy aktivitas.

Karena baik absorpsi maupun adsorbs terlibat, istilah sorpsi biasanya digunakan untuk menjelaskan gejala keseluruhan. resin metakrilat gigi umumnya menunjukkan peningkatan 0,5%wt setelah 1 minggu dalam air. Nilai yang lebih tinggi telah dilaporkan untuk serangkaian polimer metil metakrilat. Penyerapan air hamper tidak bergantung pada temperature dari 0° sampao 60° , tapi terpengaruh nyata oleh berat molekul polimer. Semakin besar berat molekul, semakin kecil peningkatan berat. Penyerapan bersifat reversibel bila resin dikeringkan. Karena poli (*metil metakrilat*) merupakan suatu polimer liner, seharusnya larut dalam sejumlah pelarut organic seperti kloroform dan aseton.

Metakrilat dan Resin Akrilik Multifungsi. Inti molekul yang berbentuk dalam system ini dapat berbentuk apa pun, tetapi gugus

metakrilat ditemukan pada ujung-ujung rantai atau pada ujung rantai-rantai percabangan. Salah satu metakrilat multifungsi yang pertama kali digunakan dalam kedokteran gigi adalah resin Bowen (atau Bis-GMA). Resin Bis-GMA dapat digambarkan sebagai suatu ester aromatik dari dimetakrilat yang bersintesa dari resin apoksi (etilen glikol dari *bis*-fenol A) dan metil metakrilat. Karena biasa GMA mempunyai struktur sentral yang kaku (2 cincin) dan 2 gugus OH, bis-GMA murni menjadi amat kental. Untuk mengurangi kekentalanya, suatu dimetakrilat berviskositas rendah seperti trietilen glikol dimetakrilat (TEDGMA) ditambahkan.

Kekuatan molekul bis-GMA mengurangi kemampuan untuk berotasi selama proses polimerisasi serta menganmbil bagian secara efisien dalam proses polimerisasi. Karena itu, suatu gugus metakrilat sering bereaksi, sementara gugus yang lain tidak. Proses ini menghasilkan molekul bis-GMA yang membentuk suatu cabang sepanjang rantai polimer. Beberapa cabang itu berkaitan silang dengan rantai-rantai didekatnya dan sebagian lagi tidak. Untuk menilai efisiensi polimerisasi dan ikatan silang, rasio, R, dari gugus metakrilat yang tidak bereaksi sebelum dan sesudah polimerisasi dapat ditentukan. Dari rumus

$$(1 - R) \times 100 \dots \dots \dots (1)$$

Dapat ditentukan *derajat konversi*, yang dinyatakan dalam % dari kelompok metil metakrilat yang dikonsumsi.

5. Komposisi

- Matriks Resin

Matriks monomer yang paling umum digunakan dalam distribusi resin komposit saat ini adalah 2,2- 6/s/'4(2-hydroxy-3methacryloxy-propyloxy)-phenyl] propane (Bis-GMA) dan urethane dimethacrylate (UDMA). Keduanya monomer memiliki ikatan rangkap karbon reaktif pada setiap ujung rantai monomer yang akan meningkat selama polimerisasi. Monomer memiliki viskositas yang

tinggi, terutama Bis-GMA, sehingga pengencer harus ditambahkan untuk mendapatkan konsistensi klinis setelah filler ditambahkan. Senyawa yang memiliki berat molekul rendah dengan ikatan rangkap karbon difungsional digunakan untuk mereduksi dan mengontrol viskositas campuran resin komposit, misalnya triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA), atau Bis-EMA6 .

Pada tahun 2018, jenis monomer metakrilat untuk mengontrol penyusutan volumetrik dan tegangan polimerisasi resin komposit diperkenalkan. Peningkatan jarak antar gugus metakrilat dilakukan untuk mengurangi kerapatan ikatan silang. Pendekatan lain adalah meningkatkan kekakuan monomer. Beberapa contoh monomer metakrilat menyusut rendah adalah asam dimer, monomer DuPont, dan FIT-852.

Sistem monomer baru yang disebut silorane telah dikembangkan untuk mengurangi penyusutan dan tegangan internal yang dihasilkan oleh polimerisasi. Nama silorane berasal dari siloksan dan oksiran (juga dikenal sebagai epoksi). Fungsi siloksan dan oksiran masing-masing adalah memberikan sifat hidrofobik pada resin komposit dan membuka ikatan silang cincin melalui polimerisasi kationik. Sistem inisiator khusus diperlukan untuk polimerisasi silorane.

- **Pengisi**

Berbagai pengisi mineral transparan digunakan untuk memperkuat resin komposit dan mengurangi penyusutan dalam proses pengawetar, dan ekspansi termal (umumnya, komposisi pengisi adalah antara 30% hingga 70% dari volume atau 50% hingga 85% dari berat komposit). Ini termasuk "kaca lunak" dan "kaca keras" dari borosilikat, kuarsa leburan, aluminium silikat, litium aluminium silikat (beta-eukriptit, yang memiliki koefisien muai panas negatif), ytterbium fluorida, dan barium (Ba), strontium (Sr), zirkonium (Zr), dan gelas seng.

Kuarsa memiliki keuntungan sebagai bahan kimia lembam tetapi juga sangat keras, membuatnya abrasif pada gigi atau restorasi lainnya, serta sulit untuk digiling atau dihancurkan menjadi partikel yang sangat halus. Oleh karena itu, resin komposit sulit untuk dipoles. Silika amorf memiliki komposisi dan indeks bias yang sama dengan kuarsa. Silika amorf tidak berbentuk kristal dan sekeras kuarsa, sehingga dapat mengurangi sifat abrasif struktur permukaan komposit dan meningkatkan kemampuan memoles resin komposit.

- **Agen Koping**

Agen koping digunakan untuk menggabungkan fase penguat dan fase matriks. Agen koping yang paling umum digunakan adalah senyawa organik silikon yang disebut agen koping silan, 3-metakriloxipropiltrimetoksisilan (MPTS). Komposit dengan *rendah* shrink silorane monomer epoxy, 3-gtycidoxypropyltrimethoxysilane, digunakan untuk rnengikat.

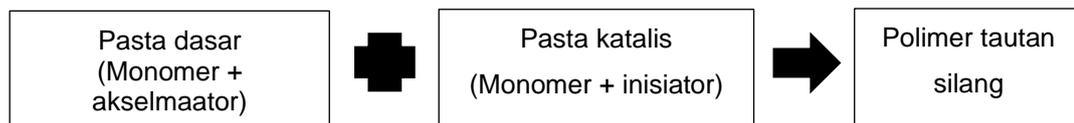
6. Proses Polimerisasi Resin Komposit

Dalam kedokteran gigi, hamper semua jenis resin komposit menggunakan jenis monomer dalam kelompok yang sama dan proses polimerisasi yang sama. Proses polimerisasi adalah polimerisasi vinil-radikal bebas. Proses polimerisasi resin komposit dimulai dengan melepaskan radikal bebas dari struktur monomer metakrilat suatu energi eksternal berupa energi panas, kimiawi, atau radiasi. Saat radikal bebas terbentuk, monomer mencari monomer kaya elektron untuk membentuk ikatan kovalen. Kombinasi monomer tersebut membentuk polimer baru. Berdasarkan energi aktivasi, resin komposit diklasifikasikan menjadi dua jenis, yaitu komposit resin aktif kimiawi dan resin komposit aktif cahaya.

- **Resin komposit yang diaktifkan secara kimia (polimerisasi kimia)**

Resin komposit yang diaktivasi secara kimiawi terdiri dari dua tabung yang masing-masing berisi pasta berbeda. Polimerisasi terjadi saat kedua pasta dicampur. Reaksi resin komposit yang

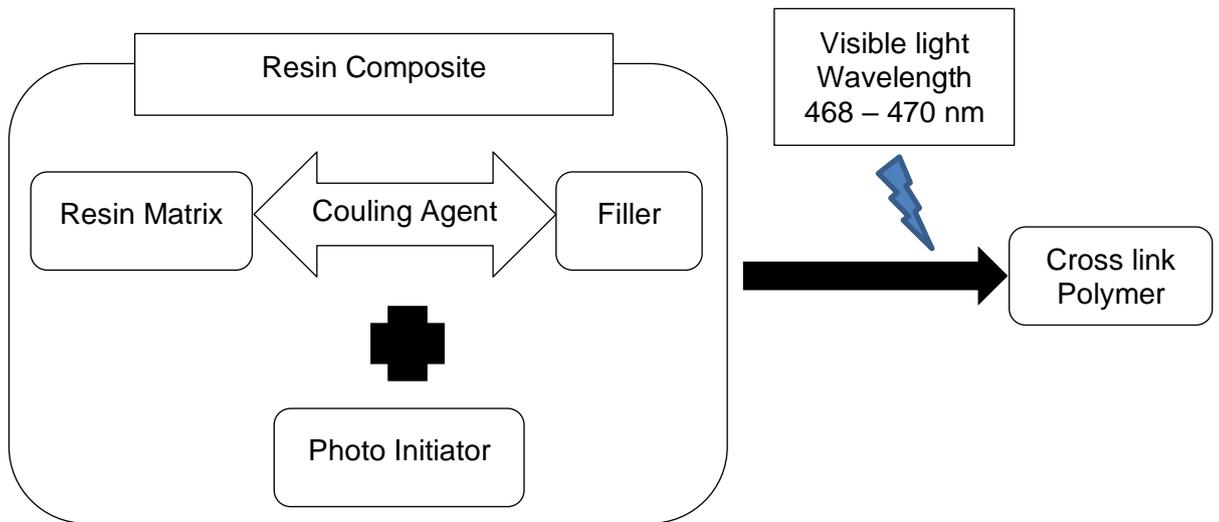
diaktifkan secara kimiawi ditunjukkan pada Gambar 1. Tabung berisi inisiator benzoil peroksida dan aktivator amina tersier aromatik (N, N-dimetil-p-toluidin}. Jika kedua pasta dicampur, inisiator benzoil peroksida dan aktivator amina tersier aromatik akan menghasilkan radikal bebas dan polimerisasi dimulai.



Gambar 2.4. Resin komposit yang diaktifkan secara kimia (polimerisasi kimia)

- **Resin komposit yang diaktifkan cahaya (fotopolimerisasi)**

Resin komposit yang diaktifkan cahaya terdiri dari satu jenis pasta dalam semprit. Komposisi dan reaksi resin komposit yang diaktifkan cahaya ditunjukkan pada Gambar 2. Pasta terdiri dari fotosensitizer dan inisiator amina. Pada saat pasta resin komposit disinari dengan panjang gelombang 468 - 470 nm maka resin akan membentuk radikal bebas. Fotosensitizer yang umum digunakan adalah camphoroquinone yang mampu menyerap cahaya dengan panjang gelombang 400 - 500 nm dan komposisi resin s 0,2% dari berat pasta resin komposit. Jenis inisiator amina yang digunakan bersama dengan kamperokuinon adalah dimetilaminoetil metakrilat (DMAEMA). Komposisi dalam resin < 0,15% dari berat pasta resin komposit. Ketika resin komposit disinari dengan camphoroquinone, ia akan tereksitasi dan berinteraksi dengan DMAEMA untuk menghasilkan radikal bebas



Gambar 2.5. Resin komposit yang diaktifkan cahaya (Riva *at el.*,2019)

7. Penguatan Bahan Dasar Gigi Tiruan Akrilik

Penelitian saat ini sedang berlangsung untuk menggabungkan bahan yang berbeda untuk mengatasi kekurangan dan secara umum meningkatkan kekuatan akrilik. Serat memberikan sifat yang lebih baik pada kekuatan, ketahanan lelah dan modulus elastisitas bahan dasar gigi tiruan akrilik. Beberapa faktor yang berhubungan dengan serat penguat seperti orientasi dan jumlah serat, impregnasi serat dengan matriks dan adhesi serat ke matriks polimer berdampak pada kekuatan mekanik resin akrilik (John, Gangadhar and Shah, 2001)(Artikel, 2013). Filler keramik juga banyak digunakan untuk memperkuat basis gigi tiruan akrilik. Penguatan akrilik dengan serbuk keramik menunjukkan hasil yang menggembirakan dalam hal peningkatan sifat fisik dan mekanik material. Penggabungan pengisi keramik sangat direkomendasikan untuk meningkatkan sifat resin akrilik. Luas permukaan, ukuran partikel, dan distribusi homogen dari efek partikel pengisi keramik sifat termal dan meningkatkan stahilitas termal. Sifat resin yang diperkuat dengan pengisi keramik tergantung pada ukuran, bentuk, jenis, dan konsentrasi partikel pengisi yang digabungkan (Gadi *et al.*, 2017)

- **Diperkuat dengan Serat**

Beberapa jenis serat seperti kaca, karbon/grafit, aramid, dan polietilen dengan berat molekul ultra tinggi telah dimasukkan ke dalam resin akrilik sebagai bahan penguat serat untuk meningkatkan sifat mekanik dan fisik. Berdasarkan penelitian pengaruh serat polietilen, serat karbon *dan* serat kaca pada bahan resin akrilik. Ditemukan bahwa resin akrilik basis gigi tiruan tidak cocok untuk digunakan sebagai matriks untuk bahan serat komposit kecuali adhesi pada antarmuka serat-matriks dapat dicapai. Sifat ketahanan lentur dan ketahanan lelah yang lebih baik dari komposit resin-serat karbon gigi tiruan berhubungan dengan penggunaan efektif bahan penghubung silan untuk menciptakan ikatan antara serat dan akrilik (Vallittu and Lappalainen, 1994)

Dilakukan penelitian untuk mengevaluasi efek dengan serat Polietilen (PE) yang diolah dengan plasma yang diproduksi dalam berbagai lebar dan panjang pada kekuatan patah PMMA. Disimpulkan bahwa peningkatan kekuatan PMMA yang diperkuat dengan serat PE dapat mengurangi kegagalan klinis gigi tiruan sebagian cekat sementara tanpa efek negatif pada estetika jika digunakan di bagian anterior mulut (Ramos, Runyan and Christensen, 1996).

Diselidiki pengaruh penguatan serat kaca pada kekuatan diperbaiki akrilik PMMA dengan resin akrilik self-cured. Beberapa sifat mekanik dievaluasi pada konsentrasi yang berbeda dari serat kaca. Diamati bahwa baik sampel yang dirawat maupun yang tidak diobati menunjukkan penurunan yang cukup besar dalam resistensi fraktur setelah diperbaiki. Pada konsentrasi serat kaca yang rendah, efek penguatan pada resin akrilik PMMA telah meningkatkan ketahanan patah dan kekuatan luluh bahan akrilik pasca perbaikan. Sedangkan sifat mekanik pada konsentrasi yang lebih tinggi tidak ditemukan signifikan (Stipho, 1998).

Penelitian untuk mengevaluasi pengaruh penguatan serat yang umum tersedia dalam kedokteran gigi pada sifat lentur bahan dasar gigi tiruan polimer. Ditemukan bahwa serat yang diimpregnasi dan pra-diresapi di dalam laboratorium dengan bahan penghubung memiliki efek penguatan yang lebih baik pada bahan yang diperkuat dibandingkan dengan penguat serat yang tidak diresapi. Menempatkan serat pada sisi tarik telah menghasilkan peningkatan yang cukup besar dalam sifat lentur dibandingkan dengan menempatkan jumlah serat yang sama pada sisi tekan (Narva, Lassila and Vallittu, 2005).

Mempelajari kekuatan lentur bahan dasar gigi tiruan yang diperkuat dengan dua jenis serat kaca yang berbeda. Jenis pertama adalah serat kaca pra-perawatan siap pakai silan untuk digunakan dengan produk gigi yang berbeda. Sedangkan jenis lainnya adalah serat kaca industri yang diberi silane coupling agent untuk dibandingkan dengan jenis pra-perawatan sebagai penguat bahan dasar gigi tiruan. Disimpulkan bahwa kedua jenis serat kaca memiliki pengaruh, penguatan yang signifikan terhadap sifat lentur bahan dasar gigi tiruan. Namun, biaya rendah serat kaca industri yang dirawat di laboratorium silan dibandingkan dengan biaya yang relatif tinggi dari serat kaca pra-perawatan siap pakai dapat menjadikannya sebagai bahan penguat yang lebih baik untuk bahan dasar gigi tiruan (Dasar, Gigi and Metil, 2020).

Melakukan studi review untuk mengevaluasi pengaruh serat sebagai penguat bahan basis gigi tiruan poliamida. Mereka menyatakan bahwa beberapa penelitian telah membahas pengaruh serat yang berbeda pada keseluruhan sifat mekanik bahan dasar gigi tiruan polimer. Ini adalah akal sehat umum bahwa penggabungan serat sintetis polimer memiliki efek penguatan pada komposit polimer yang dihasilkan (Srinivasan and G, 2017).

Beberapa jenis serat telah diselidiki dan serat kaca ditemukan sebagai penguat yang paling tepat untuk hahan dasar gigi tiruan polimer.

Melakukan penelitian untuk mengetahui pengaruh perlakuan silane coupling agent terhadap sifat mekanik serat poliester dan poliamida sebagai filler penguat pada bahan basis gigi tiruan poli (metil metakrilat). Uji transversal, impak dan kekerasan dilakukan. Ditemukan bahwa penambahan salinized poliester, poliamida memiliki efek penguatan pada keseluruhan sifat mekanik bahan dasar gigi tiruan (Abdullah Zainab,2018).

- **Diperkuat dengan Serbuk Keramik**

Sejumlah serbuk keramik yang digunakan untuk penguat PMMA, misalnya barium titanat, zirkonium oksida, alumina dan hidroksiapatit (HA) (Gadi *et al.*, 2017). Biodegradasi, osteoinduksi, osteointegrasi dan biokompatibilitas HA adalah janji di balik penggunaan bahan penguat HA. Selain itu, kekakuan, kepadatan, dan bioaktivitas HA membuatnya menjadi penguat yang disukai (Eliaz and Metoki, 2017)

Mempelajari pengaruh penggabungan konsentrasi hidroksiapatit yang berbeda ke dalam bahan basis gigi tiruan PMMA pada sifat mekanik, fisik dan biologis. Ditemukan bahwa penggunaan HA sebagai penguat ke dalam PMMA meningkatkan sifat mekanik keseluruhan bahan pada konsentrasi pengisi yang lebih rendah. Selain itu, bahan yang dimodifikasi menunjukkan peningkatan radiopasitas dan biokompatibilitas basis gigi tiruan .

Mengevaluasi pengaruh cairan tubuh yang disimulasikan (SBF) terhadap ketangguhan patah komposit poli (metil metakrilat)/barium titanat dan menyimpulkan bahwa ketahanan patah bahan dasar gigi tiruan akrilik dipengaruhi secara signifikan setelah perendaman dalam SBF. Jika retak dihasilkan dalam matriks ketika pembengkakan melebihi perpanjangan putus, maka

prosesnya tidak dapat diubah. Akibatnya, komposit tidak akan memulihkan sifat aslinya.

Mengevaluasi pengaruh penggunaan porselen gigi opak sebagai filler pada bahan basis gigi tiruan akrilik PMMA terhadap sifat fisik, mekanik, lingkungan dan radiopasitas dan menyimpulkan bahwa bahan yang dimodifikasi menunjukkan radiopasitas yang tidak signifikan. Radiopasitas yang buruk telah dikaitkan dengan rendahnya kontak kimia logam berat dalam sampei. Selain itu, penggunaan agen kopiing isian telah menghasilkan peningkatan sifat mekanik dan lingkungan secara keseluruhan dibandingkan dengan sampai yang tidak terisi.

Dalam berbagai bahan gigi dipelajari, perbaikan yang signifikan dalam sifat fisik dan mekanik dicapai sebagai hasil dari penggabungan bubuk keramik zirkonia (Bajraktarova *et al.*, 2018)(Santander *et al.*, 2010). Namun, ada kekurangan penelitian tentang peran zirkonia sebagai penguat bahan dasar gigi tiruan akrilik (Gadi *et al.*, 2017)(Asopa *et al.*, 2015).

Menyelidiki pengaruh pengisian pengisi zirkonia pada kelarutan, penyerapan air dan beberapa sifat fisik dan mekanik poli dampak tinggi (metil metakrilat). Disimpulkan bahwa kekuatan transversal resin akrilik yang dimodifikasi ditingkatkan sebagai fungsi dari penggabungan zirkonia. Namun kekuatan impak, kelarutan dalam air dan kesadahan permukaan tidak berbeda nyata dibandingkan dengan sampel yang tidak terisi.

Penggabungan nanopartikel zirkonium oksida ke dalam bahan basis gigi tiruan akrilik heat red konvensional berdampak tinggi memiliki pengaruh yang signifikan terhadap sifat mekanik. Peningkatan pada semua alat mekanik diamati pada pemuatan pengisi yang sangat rendah (3-5% berat) zirkonia. Namun, penurunan resistensi dampak dicatat sebagai fungsi dari peningkatan pemuatan pengisi.

Penelitian untuk menyelidiki pengaruh waktu penggilingan ball mill planetary pada sifat lentur dan morfologi komposit poli (metil metakrilat)/hidroksiapatit melalui pembuatan komposit PMMA/HA yang halus dan homogen dan menyimpulkan bahwa distribusi partikel halus yang homogen Pengisi HA dalam matriks poli (metil metakrilat) tercapai yang menyebabkan peningkatan modulus lentur. Kehadiran mikroporositas (void) pada permukaan retakan PMMA/HA dapat dikendalikan (Tham, Chow and Mohd Ishak, 2010)

D. Hidroksiapatit dan Kegunaannya Dalam Medis

Hidroksiapatit, juga disebut hidroksiapatit (HA), adalah bentuk mineral alami kalsium apatit dengan rumus $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$, tetapi biasanya ditulis $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ untuk menunjukkan bahwa sel satuan kristal terdiri dari dua entitas. Hidroksiapatit adalah anggota terakhir hidroksil kelompok apatit kompleks. Ion $-\text{OH}$ dapat digantikan oleh fluorida, klorida atau karbonat, memproduksi fluorapatit atau klorapatit. Ini mengkristal dalam sistem kristal heksagonal. Bubuk hidroksiapatit murni berwarna putih. Namun, apatit alami juga bisa, berwarna coklat, kuning, atau hijau, sebanding dengan perubahan warna dari fluorosis gigi. Hingga 50% dari berat tulang adalah bentuk modifikasi dari hidroksiapatit (dikenal sebagai mineral tulang). Hidroksiapatit yang kekurangan kalsium berkarbonasi adalah mineral utama yang menyusun email gigi dan dentin. Kristal hidroksiapatit juga ditemukan dalam klasifikasi kecil (dalam kelenjar pineal dan struktur lainnya) dikenal sebagai *corpora arenacea* atau "pasir otak."

Hidroksiapatit termasuk kategori kelompok Apatit mineral Fosfat dengan berat molekul 502,31 gr dengan specific gravity, SG 3,14-3,21 (pengukuran), 3,16 (perhitungan).

1. Kegunaan Medis

Hidroksiapatit dapat ditemukan dalam gigi dan tulang dalam tubuh manusia. Dengan demikian, mineral ini biasanya digunakan sebagai *filler* untuk menggantikan tulang amputasi atau sebagai

pelapis untuk mem-promosikan dalam pertumbuhan tulang ke implan prostetik.

Meskipun banyak fase lain ada dengan susunan kimiawi serupa atau bahkan identik, tubuh merespon jauh berbeda terhadap hidrosilapatit. Kerangka karang dapat diubah menjadi hidroksilapatit dengan suhu tinggi, struktur berpori mereka memungkinkan dalam pertumbuhan relatif cepat dengan mengorbankan kekuatan mekanik awal. Suhu yang tinggi juga membakar habis setiap molekul organik seperti protein, mencegah respon *imun* dan penolakan.

Banyak implan modern, misalnya penggantian pinggul dan implan gigi, yang dilapisi dengan hidroksilapatit. Apatit ini telah menunjukkan bahwa hal ini dapat meningkatkan *osseointegration*.

Implan hidroksilapatit berpori digunakan untuk pengiriman obat lokal di tulang.

Literatur ilmiah menemukan menyebutkan beberapa metode persiapan Nano HAP. Metode yang paling sering digunakan di antaranya adalah :

- Metode Pengendapan Bersama (Zhang *dkk.* 2003; Dan Nicolae UngureanuVj/. 2011; Jianping *Zhudkk.* 2011; Luis C MentescMr. 2012; RozitaAhmad *RamWdkk.* 2011)
- Metode Hidrotermal (Nasser Y Mustafa *dkk.*2005; PangeranaKA. 2006; jingBing Liu *dkk.* 2003;Deliaac/AA. 2012; Mehmaz *Gajidkk.* 2008)
- Metode Radiasi Ir Berbantuan Ul trasonik (Saheballi Manafi *dkk.* 2008; Gerand Eddy PioneercMr. 2009; *Koymadkk.* 2012; Eny KusinitfA-A-. 2012; Coa Li *Yundkk.* 2005)
- Metode Kimia Mekano(Tomohiro Iwasaki *dkk.* 2013; *adztiadkk.* 2011; Radzali *Usmandkk;* Yeong *dkk.* 2001; Greta GergeJydr*. 2010)

- Metode Iradiasi Gelombang Mikro (Gobi *dkk.* 2013; Siddharta *dkk.* 2006; SahilJaJotaoft*.2004; Mohammad Bhilal Khan *dkk.* 2011; Samar *kaKtadkk.* 2010) dan
- Metode Sol Gel (Aldona *dkk.* 2006; Anbalagan *dkk.* 2006; SantoshoM. 2009; Changsheng Liu *dkk.* 2001; Khelendra AgarwaltfA*. 2011).

Tabel 2.19 Metode Pengendapan Bersama

S.Tidak	Penulis Tahun	Prekursor/Ca/P Rasio/pH	Mengaduk/ penuaan waktu	Pencucian pelarut	Pengeringan kalsinasi	karakterisasi	Catatan
1	Zhang <i>dkk</i> 2005	Kalsium klorida & orto asam sulfat/1.67/7	48 jam	Air	-	XRD-tidak perubahan signifikan setelah menambahkan alginat SEM-Alginat petunjuk gabungan afinitas sel yang baik gambar (2)	Mekanis properti diangkatkan oleh menambahkan natrium alginat
2	Dan Nicolae Ungureanu <i>dkk</i> 2011	Kalsium Hidrosika & Orto Fosfat asam 1,67/9,5-10	48 jam	Air & etol	130°C, 200°C, 600°C dan 1200°C untuk 2 jam	XRD- the kehadiran <2% dari puncak CaO SEM-bulat bentuk nano halus pertikel gambar (3)	Rheologis belajar menyimpulkan bahwa sangat halus bubuk memiliki spesifik tinggi permukaan
3	Jianping Zhu <i>dkk</i> 2011	Kalsium nitrat tetrahidrat & Diamonium hidrogen fosfat 1,67	40 °C Pada 3,5 jam 60°C, 3,5jam 80°C pada 4 jam	-	90°C untuk 72 jam 660°C selama 2 jam	XRD-sempit puncak difraksi SEM-berserat, bersisik dan bulat bentuk gambar (4)	Nano yang berbeda struktur adalah disintesis
4	Luis C. Mentel <i>ct.</i> al 2012	Kalsium nitrat & diamonium hidrogen fosfat 1,89 & 2,38/10	80°C pada 40 min	Membekukan	-	SEM-tindakan yang kuat kalogen pada morfologi HAP	Peran dari kolagen memainkan peran penting dalam sintesis dari nano HAP
5	Rozita ahmad Ramli <i>dkk</i> 2011	Kalsium hidroksida & orto fosfor asam/1,67/11	24 jam	-	80°C untuk 24 jam 800°C selama 2 jam	XRD-HAP murni tanpa berkarbonasi ion SEM-ukuran nano bentuk berpori (gambar5)	HAP murni adalah disenspesis pada 800°C

Sumber: P.Anita (2014)

Tabel 2.20 Metode Hidrotermal

S.Tidak	Penulis	Pendahulu	Hidrotermal reaktor mekanisme	Pengeringan & kalsinat ons	Karakterisasi	Catatan
1	Nasar Y Mustafa dkk al 2044	Kalsium Karbonat & Orto asam fosfat	Kondensor refleksi dilindungi dari atmosfer oleh menyerap CO ₂ perangkat dan port untuk memperkenalkan N ₂ sebagai titran	105 °C untuk 6 dan 24 jam/600 °C untuk 6 dan 24 jam	XRD – 141,3nm diaglomerasi gambar (7,8)	Rute yang berbeda mencoba
2	Earl dkk 2006	Kalsium Nitrat tetra hidrat & diamonium hidrogen fosfat	Garis teflon hidrotermal reaksi selama 24 dan 72 jam pada 200 °C	50 °C untuk 4 jam/-	XRD – Yah sampel yang ditentukan SEM – Batang nano seperti struktur 100- panjang 600nm dan gambar diameter 10-60nm (9,10)	Batang nano disintesis
3	Jing Bing Liu dkk 2003	Kalsium hidroksida & kalsium hidrogen fosfat dihidrat	-	60° – 140 °C/ -	SEM – Kumis morfologi 40 dan diameter 600nm dan	Memanjang dengan baik partikel adalah diserap pada syarat itu pm sebagai 7 dan suhu 120 °C
4	Detia dkk 2012	Kalsium klorida & natrium fosfat		-/630 °C untuk 6 jam	XRD – Data bagus persetujuan dengan terbagi SEM – Batang nano pembentukan	Digunakan di bio medis aplikasi
5	Mehmaz gaji dan sebagainya al 2008	Kalsium nitrat tetra hidrat & diamonium hidrogen fosfat + CTAP	90 °C, 120 °C, 150 °C selama 6 dan 22 jam	90 °C/ -	XRD – Karakterisasi dari HAP dengan perbedaan SEM – Batang nano	Morfologi dan ukuran partikel dikontrol oleh dopan

Sumber: P.Anita (2014)

Tabel 2.21 Metode Iradiasi Ultra sonik

S.Tidak	Penulis Tahun	Pendahulu/ Ca/Prasio/pH	Ultrasonik Penyinaran	Pengeringan	Karakterisasi	Catatan
1	Sahebali Manafi dkk 2008	Kalsium nitrat & diamonium hidrogenfosfat/1.67/10	30,60,90, dan 120 min	150 °C untuk 24 jam	XRD-Matchwell dengan standar nilai SEM-gambar yang diaglomerasi perubahan struktur seperti	Permukaan morfologi bervariasi dengan variasi dalam ultrasonik penyinaran

					batang gambar (12)	
2	Gerand Eddy Pelopor dkk 2009	Kalsium nitrat tetra hidrat & kalium hidrogen fosfat/1,6/-	0-50w, 30KHz	100-400 °C	XRD-Ukuran kristal berkurang dengan dosis radiasi meningkatkan gambar (13,14)	Kekuatan ultrasonik dari 50 Temperatur tongkat 400 °C cukup untuk menghasilkan nano terjadi
3	Kojima dkk 2012	Klasium klorida & Tri natrium fosfat 1, 1,5, 1,67 dan 2	20 atau 40 KHZ	70 °C	XRD- Ukuran partikel 30-50nm Gambar (15)	sangat menjanjikan metode untuk
4	Eny Kusrini dkk 2012	Tulang sapi	20, 40 60 dan 180 menit	-	XRD – Ukuran kristal 36.31nm untuk air tawaran dan 40,67nm for etanol	Kristalinitas dari Hap tidak berpengaruh menambahkan media sonifikasi
5	Coa Li Yun dkk 2005	Kalsium nitrat & Amonium dihidrogen Fosfat 1.2-2.5	600W	-	XRD didefinisikan dengan baik puncak	Hap bisa jadi disintesis oleh $Ca_2+ = 0,01-0,1$ mol/l, 600W, Ca/P rasio = 1,2-2,5 dan suhu = 313-353K

Sumber: P.Anita (2014)

Tabel 2.22. Metode Kimia Makanan

S.Tidak	Penulis	Pendahulu	Media penggilingan/jam/kecepatan/ rasio massa	Karakterisasi	Catatan
1	Tomohiro Twasaki dkk 2011	Kalsium karbonat & terhidrasi kalsium hidrogen fosfat	Zirkonia/1 jam/3 rpm	XRD – nano hidroksiapatit kristal tinggi SEM-seiring waktu penggilingan meningkat, partikel kasar menghilan dan anggota nano hidroksiapatit partikel meningkat. Gambar (17)	Kombinasi dari prokursor dapat menghasilkan HAP dalam waktu singkat
2	Adzila dkk Al 2011	Kalsium hidroksida & diamonium hidrogen fosfat	Besi tahan karat/15jam/170rpm, 270 rpm /1/g	XRD-ukuran kristal tidak sesuai dengan penggilingan kecepatan	Kristalinitas meningkat dengan meningkatkan kecepatan penggilingan
3	Radzali Usman dkk	Kalsium hidroksida & terhidrasi kalsium hidrogen fosfat	Batu akik, alumina, besi tanah karat Zirkonia/15 jam, 8 jam, 3 jam, 1 jam/20:1	XDR- satu fase HAP SEM-Media tanah karat menghasilkan bubuk yang jauh lebih halus dibandingkan dengan batu akik media Gambar (18)	Baja tahan karat atau media batu akik dengan penggilingan 2 jam dan HAP BPR sebagai 10:1 lebih cocok untuk kristal tunggal
4	Yeong et Al 2001	Kalsium Oksida & Kalsium hidrogen fosfat	Bola zirkonia	XDR-satu fase HAP kristalinitas tinggi dicapai dengan kurang dari 20 jam	20 jam mekanis aktivasi sudah cukup untuk

				aktivasi mekanik SEM-ukuran partikel rata-rata dari 25 nm (Gambar (19))	HAP murni pembentukan
5	Greta gergely dkk 2010	Kerang Laut & kulit Telur ortho asam fosfat	Alumina & Zirkonia/5jam 4000 rpm	SEM-ukuran partikel 100 nm diperoleh gambar (20)	Penggilingan gesekan jauh lebih efektif dari pada bola Penggilingan

Sumber: P.Anita (2014)

Tabel 2.23. Metode Iradiasi Berbatuan Microwave

S.Tidak	Penulis Tahun	Pendahulu/ Ca/Prasio/pH	Gelombang mikro penyinaran	Pengeringan & kalsinasi	Karakterisasi	Catatan
1	Gobietal 2013	Kalsium nitrat tetra hidrat Dipotassium hidrogenfosfat/9	2.45GHZ,900 W	80 ^o Cuntuk 6 atau 12 Jam 900 ^o untuk 2 jam	XRD-Formasi murni HAPSEM-Nanosized CTA B digunakan sebagai bola, surfaktan serat roda, struktur gambar (22,23,24)	
2	Siddharta dkk (2005)	Asam ortofosfat/1.5	2.25 GHZ, 800W untuk 15 min	500 ^o , 600 ^o , 650 ^o untuk 2 jam	XRD-CDHA mengubah CDHA bisa toa TC at 650C disiapkan atrapid SEM-seperti jarum morfologi Gambar (25)	Menilai menggunakan gelombang mikro penyinaran
3	Sahil lalota dkk 2004	Kalsium Nitrattetra hidrat kalium dihidrogenfosfat	600W, 2.45GHz untuk 5 min	-	XRD-TCP, tunggal faseHA, NBiphasic HAP, TCP Sampel SEM-nabowhisiker	kehadiran dari trikalsium fosfat
4	Mohammad Bhilal Khan etal 2011	Kalsium Nitrattetra hidrat Dipotassium 600W, 1000W hidrogenfosfat selama 1-5 menit	-	900 ^o lilin 110 ^o C	XRD-Batas mininum untuk paparan paparan grlombang ,mikro dapatkan HAP yang stabil secara termal disimpulkan dengan penampilan penguatyang dapat diidentifikasi puncak	Minimum paparan dari radiasi diperlukan untuk menghasilkan murni terjadi

Sumber: P.Anita (2014)

Tabel 2.24. Metode Sol Gel

S.Tidak	Penulis Tahun	Pendahulu/ rasio Ca/P/ pH	Penuaan	Pengeringan & Kalsinasi	Karakterisasi	Catatan
1	Aldona dkk 2006	Kalsium asetil asetonat lima berbeda prekursor/1.67	2 jam	250 ^o selama 6 jam 400 ^o , 600 ^o , 750 ^o , 1000 ^o C selama 3 jam	XDR- Penggunaan tri alkil fosfat sebagai bahan awal mengakibatkan semakin tinggi sisiamort tahap	Kemurnian fase dapat dikontrol dengan mengubah sifat dari pendahulu
2	Abalangan el al 2006	Kalsium nitrat tri metil fosfat 1.67	16 jam	60 ^o selama 2 jam	XRD-kristalin murni gambar HAP (27)	Derajat kristalintas dan morfologi HAP sangat terhantung pada pemrosesan parameter
3	KP Sanosho dkk 2009	Kalsium nitrat orto fosfat Ac id 1.67 10	24 Jam	65 ^o selama 24 jam suhu 200 ^o sehingga 800 ^o C diperoleh selama 20 menit	XRD-kemurnian tinggi produk dengan harga rendah	Kristalintas, rasio Ca/P dan ukuran pertikel terutama tergantung pada suhu kalsinas
4	Changesheng Liu dkk 2001	Kasium Nitrat Diamonium hidrogen fosfat 1.67 10-11	-	-	-	Transformasi okta kalsium fosfat untuk kalsium fosfat dan kalsium amoni fosfat dengan cepat dan kekurangan kalsium/HAP dan HAP
5	Khelendra Agarwal (2011)	Kalsium nitrat tetra hidrat pent fosfat oksida 1.67	-	60 ^o selama 20 jam 400 ^o C sehingga 750 ^o C selama 8 jam	XDR-saat suhu meningkat, puncak menjadi lebih signifikan dan peningkatan kriticalitas SEM-Diaglommetasi	Bubuk yang dihasilkan adalah sangat berguna dalam bahan pengganti tulang

Sumber: P.Anita (2014)

E. Kehalusan Butir

Sifat Fisis pada proses pembentukan dan pengeringan serta sifat-sifat setelah dibakar sangat dipengaruhi oleh kehalusan butir lempung. Untuk menentukan besar dan kehalusan butir dipakai bermacam-macam alat saringan dengan luas lubang bervariasi (Day, 1987).

F. Pengujian Mekanis

Pengujian sifat mekanis terhadap gigi buatan dapat dilakukan dalam bentuk pengujian, yaitu: uji kekerasan, uji tarik, uji lentur, dan uji kekasaran permukaan. Namun dalam penelitian ini hanya uji tekan yang dilakukan. Adapun data standar dari sifat mekanik gigi asli di tunjukkan pada tabel 2.5.

Tabel 2.5 Tabel Data Standar Sifat Mekanik Gigi Asli

No	Bahan	Sifat Mekanis		
		Ketahanan	Modulus Elastisitas	Kekuatan Tarik
1.	Porselen Kedokteran Gigi	40 GPa	50 Mpa	100 GPa
2.	Amalgan	21 GPa		60 MPa
3.	Komposit Berbasis Resin	17 GPa	30 MPa	90 MPa
4.	Polimetilmetakrilat	3,5GPa		60 MPa

Sumber: (Kennet J. Annusavice 1996)

Tabel 2.6 Pengujian kekuatan tekan dan kekerasan produk porselen dan keramik lainnya.

Sampel	Masa Kerja	Kekuatan tekan (MPa)	Modulus elastisitas (MPa)	Kekerasan mikro Vickers a HM (MPa)	Kekerasan Knoop b
700-0-3	2.66	830.53	41.29	8,40±0,17	2100±42,6
600-20-1b	2.60	397.63	30.63	9,00±0,32	2250±80,0
700-40-1c	2.32	714.08	38.72	8,72±0,16	2176±37,6
800-60-1a	2.11	978.03	46.95	8,90±0,10	2225±26,0
Al ₂ Hal ₃	3.90	4500	380,00	2200	23.00
ZrO ₂ 5.89	5.89	3000	800	1300	1160
Apaoc c	2.51	67.20-130.00	3500	680	430
Tulang	1.7-2.0	150.00-167.00	2000-6000	11.40-1734	3200
Gigi enamel c	2.30	384	84.100	283.374	355
Denan c	2.20	297	18.600	63-63	68

Catatan : Nilai properti fisik diukur dan dihitung dari filma sampe per kondisi sebuah adalah sampel terbaik dengan bubuk kulit telur yang ditambahkan 0%,20%,40% dan 60%,v/v.

- Pengujian kekerasan mikro Vickers dan kekerasan menerapkan beban 100g
- Keramik untuk perbandingan.

Sumber:(Tangboriboon, Changkhamchom and Sirivat, 2020)

1. Pengujian Tekan

Kekuatan tekan adalah kapasitas dari suatu bahan atau struktur dalam menahan beban yang akan mengurangi ukurannya. Kekuatan tekan dapat diukur dengan memasukkannya ke dalam kurva tegangan regangan dari data yang di dapatkan dari mesin uji. Beberapa bahan akan patah pada batas tekan, beberapa mengalami deformasi yang tidak dapat dikembalikan. Deformasi tertentu dapat dianggap sebagai

batas kekuatan tekan meski belum patah terutama pada bahan yang tidak dapat Kembali ke kondisi semula.

Kekuatan tekan material adalah gaya per satuan luas yang dapat menahan kompresi dan ketika batas kuat tekan tercapai maka bahan akan terderformasi atau mengalami perubahan bentuk.

Kekuatan tekan merupakan kekuatan tekan maksimum yang dapat dipikul bahan per satuan luas. kuat tekan diwakili oleh tegangan tekan maksimum σ dengan satuan N/mm^2 atau MPa (mega pascal)

Bahan uji diberikan gaya tekan. Rumus tegangan dan regangan sama dengan yang dipakai pada uji tarik, hanya tanda beban negative (tekan). Hasil uji akan memberikan harga negatif. Tegangan geser di rumuskan :

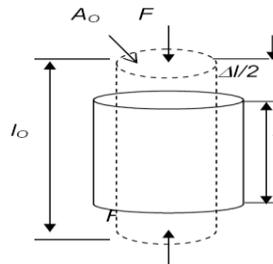
$$\tau = F/A_0 \dots\dots\dots (2)$$

Dimana:

τ = Tegangan tekan (N/m^2)

F = Tekanan yang diberikan (N)

A_0 = Luas bidang permukaan. (m^2)



Gambar 2. 6 Ilustrasi Proses Uji Tekan

Adapun regangan geser dilambangkan γ merupakan tangen θ . Torsi adalah variasi dari gaya geser murni. Bahan uji diberikan gaya puntir yang akan menimbulkan gerak putar pada sumbu penggerak atau mesin bor. Deformasi Elastis adalah besarnya bahan mengalami deformasi atau regangan bergantung kepada besarnya tegangan. Pada sebagian besar metal, tegangan dan regangan adalah proporsional dengan hubungan:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \dots\dots\dots (3)$$

Dimana:

σ = Tegangan (N/m²)

E = Modulus elastistas atau modulus young (Psi)

ε = Regangan

G. Pengujian Sifat Kimia Sampel

2. Metode X-Ray Diffraction (XRD)

Metode X-Ray Diffraction (XRD) merupakan alat yang digunakan untuk mengkarakterisasi struktur kristal, ukuran kristal dari suatu bahan padat. Semua bahan yang mengandung kristal tertentu ketika dianalisa menggunakan XRD akan memunculkan puncak – puncak yang spesifik. XRD memiliki gelombang elektromagnetik dengan panjang gelombang pendek sekitar 0,5 – 2,5 Amstrong dan mendekati jarak antara atom kristal serta mempunyai energi yang besar. Berkas sinar X yang sejajar dan monokromatik ditembakkan pada permukaan material, maka atom-atom dalam kristal akan menyerap energi dan menghamburkan kembali sinar X ke segala arah. Metode difraksi umumnya digunakan untuk mengidentifikasi senyawa yang belum diketahui yang terkandung dalam suatu padatan dengan cara membandingkan dengan data difraksi dengan database yang dikeluarkan oleh International Centre for Diffraction Data berupa PDF Powder Diffraction File (PDF). Sinar yang dibiaskan akan ditangkap oleh detektor kemudian diterjemahkan sebagai sebuah puncak difraksi. Makin banyak bidang kristal yang terdapat dalam sampel, makin kuat intensitas pembiasan yang dihasilkannya. Tiap puncak yang muncul pada pola XRD mewakili satu bidang kristal yang memiliki orientasi tertentu dalam sumbu tiga dimensi. Puncak-puncak yang didapatkan dari data pengukuran ini 50 kemudian dicocokkan dengan standar difraksi sinar-X untuk hampir semua jenis material. Komposisi senyawa kimia yang terbentuk ditentukan berdasarkan perbandingan luas bidang peak dari masing-masing senyawa kimia kristal terhadap total luas

bidang peak yang terbentuk. Luas bidang peak dihitung dengan metode integrasi dimana sumbu absis (sumbu x) menyatakan lebar peak, sedangkan sumbu ordinat (sumbu y) merupakan intensitas peaknya yang diukur dari garis latar pada grafik XRD. Uji XRD dalam penelitian ini bertujuan untuk mengetahui senyawa kimia yang terbentuk akibat proses hidrasi pada beton antara lain: CSH, CH, ettringite, friedel's salt dan kristal lainnya yang terbentuk.

3. Metode X Ray Fluorescence (XRF)

X-Ray Fluorescence (XRF) adalah alat uji yang digunakan untuk analisis unsur yang terkandung dalam bahan secara kualitatif maupun kuantitatif. Analisis kualitatif memberikan informasi jenis unsur yang terkandung dalam bahan yang dianalisis, yang ditunjukkan oleh adanya spektrum unsur pada energi sinar-X karakteristiknya. Analisis kuantitatif memberikan informasi jumlah unsur yang terkandung dalam bahan yang ditunjukkan oleh ketinggian puncak spektrum. Prinsip kerja alat XRF adalah sebagai berikut :

Sinar-X fluoresensi yang dipancarkan oleh sampel dihasilkan dari penyinaran sampel dengan sinar-X primer dari tabung sinar-X (X-Ray Tube), yang dibangkitkan dengan energi listrik dari sumber tegangan sebesar 1200 volt. Radiasi dari tabung sinar-X mengenai suatu bahan sehingga elektron dalam bahan tersebut akan tereksitasi ke tingkat energi yang lebih rendah, sambil memancarkan sinar-X karakteristik. Sinar-X karakteristik ini ditangkap oleh detektor diubah ke dalam sinyal tegangan (voltage), diperkuat oleh preamp dan dimasukkan ke analizer untuk diolah 46 datanya. Energi maksimum sinar-X primer (keV) tergantung pada tegangan listrik (kVolt) dan kuat arus (Ampere). Fluoresensi sinar-X tersebut dideteksi oleh detektor Silicon Lithium (SiLi) (Jamaluddin dan Darma, 2012).

Dasar analisis X-Ray Fluorescence (XRF) adalah pencacahan sinar-X yang dipancarkan oleh suatu unsur akibat pengisian kembali kekosongan elektron pada kulit yang lebih dekat inti karena terjadinya

eksitasi elektron oleh elektron yang terletak pada kulit lebih luar. Sinar-X yang berasal dari radioisotop sumber eksitasi menabrak elektron dan akan mengeluarkan elektron kulit dalam, maka akan terjadi kekosongan pada kulit itu. Perbedaan energi dari dua kulit itu akan tampil sebagai sinar-X yang dipancarkan oleh atom. Analisis X-Ray Fluorescence bertujuan untuk mengetahui dan mengukur kandungan unsur-unsur yang terdapat dalam suatu senyawa atau mineral. (Skoog et al., 1998).

Spektrometer XRF didasarkan pada lepasnya elektron bagian dalam dari atom akibat dikenai sumber radiasi dan pengukuran intensitas pendar sinar-X yang dipancarkan oleh atom unsur dalam sampel. Metode ini tidak merusak bahan yang dianalisis baik dari segi fisik maupun kimiawi sehingga sampel dapat digunakan untuk analisis berikutnya. Spektrometer XRF tersusun dari tiga komponen utama yaitu sumber radioisotop, detektor dan unit pemrosesan data. Sumber radioisotop adalah isotop-isotop tertentu yang dapat digunakan untuk mengeksitasi cuplikan sehingga menghasilkan sinar-X yang karakteristik. Radioisotop yang dapat digunakan adalah Fe, Co, Cd dan Am. Sumber radioisotop ini dibungkus sedemikian rupa dengan timbal agar penyebaran radiasinya terhadap lingkungan dapat dicegah. Spektrometer XRF yang menggunakan detektor Si(Li) biasanya dimasukkan dalam nitrogen cair. Hal ini dilakukan untuk mengatasi arus bocor bolak-balik yang disebabkan oleh efek termal, sehingga detektor Si(Li) harus dioperasikan pada suhu sangat rendah yaitu dengan menggunakan nitrogen cair sebagai pendingin, apabila tidak dilakukan pendinginan maka arus akan bocor dan akan merusak daya pisah detektor. Selain itu pendingin dengan nitrogen cair juga diperlukan untuk menjaga agar ion-ion Li tidak merembes keluar dari kristal dan menyebabkan hilangnya daerah intrinsik (Iswani, 1983)

4. Metode Fourier Transform Infrared (FTIR)

Metode Spektroskopi FTIR merupakan salah satu metode yang begitu populer digunakan, terdapat inframerah modern yang dilengkapi

dengan teknik transformasi fourier dalam mendeteksi dan analisis hasil spektrumnya. Jenis metode yang digunakan adalah metode spektroskopi absorpsi, yaitu metode spektroskopi yang berdasarkan dari perbedaan penyerapan radiasi inframerah pada molekul suatu materi. Absorpsi inframerah oleh suatu materi dapat terjadi jika dipenuhi dua syarat, terdapat kesamaan antara frekuensi radiasi inframerah dengan frekuensi vibrasional molekul sampel dan perubahan momen dipol selama bervibrasi (Chatwal 1985). Komponen utama pada spektroskopi FTIR adalah interferometer Michelson yang mempunyai fungsi menguraikan (mendispersi) radiasi inframerah menjadi komponen-komponen frekuensi. Penggunaan interferometer Michelson tersebut memberikan keunggulan metode FTIR dibandingkan metode spektroskopi inframerah konvensional maupun metode spektroskopi yang lain. Diantaranya adalah informasi struktur molekul dapat diperoleh secara tepat dan akurat (memiliki resolusi yang tinggi). Keuntungan yang lain dari metode ini adalah dapat digunakan untuk mengidentifikasi sampel dalam berbagai fase (gas, padat atau cair). Kesulitan-kesulitan yang ditemukan dalam identifikasi dengan spektroskopi FTIR dapat ditunjang dengan data yang diperoleh dengan menggunakan metode spektroskopi yang lain (Harmita 2006). Dari deret Fourier tersebut intensitas gelombang dapat digambarkan sebagai daerah waktu atau daerah frekuensi. Seperti aplikasi pemakaian gelombang radiasi elektromagnetik yang berdasarkan daerah waktu adalah interferometer yang dikemukakan oleh Albert Abraham Michelson (Jerman 1831).

- a. Cara Kerja Alat Spektrofotometer FTIR: Prinsip kerja FTIR adalah suatu interaksi antara energi dan materi. FTIR terdapat sistem optik spektrofotometer dilengkapi dengan cermin yang bergerak tegak lurus dan cermin yang diam. Dengan demikian radiasi infra merah akan menimbulkan perbedaan jarak yang ditempuh menuju cermin yang bergerak (M) dan jarak cermin yang diam (F). Perbedaan jarak tempuh radiasi tersebut adalah 2 yang selanjutnya disebut sebagai

retardasi (δ). Hubungan antara intensitas radiasi IR yang diterima detektor terhadap retardasi disebut sebagai interferogram. Sedangkan sistem optik dari Spektrofotometer IR yang didasarkan atas bekerjanya interferometer disebut sebagai sistem optik Fourier Transform Infra-Red.

b. Keunggulan Spektrofotometer FTIR Spektrofotometer FTIR memiliki dua keunggulan utama dibanding metoda konvensional lainnya, yaitu :

- 1) Mampu difungsikan pada semua frekuensi dari sumber cahaya secara simultan sehingga dapat menganalisis lebih cepat daripada menggunakan cara sekuensial atau scanning.
- 2) Sensitifitas dari metoda Spektrofotometri FTIR lebih besar daripada cara dispersi, sebab radiasi yang masuk ke sistem detektor lebih banyak karena tanpa harus melalui celah (slitless) (Giwangkara 2007).

Cara membaca spektra FTIR:

1. Memperhatikan bila terdapat gugus karbonil (C=O) pada daerah 1820-1600 cm^{-1} yang puncaknya tajam dan sangat karakteristik.
2. Bila terdapat gugus karbonil, maka perhatikan kemungkinan gugus fungsional berikut, dan apabila tidak terdapat gugus karbonil maka dilanjutkan pada langkah selanjutnya.
 - Asam karboksilat akan memunculkan serapan OH pada daerah 3500-3300 cm^{-1}
 - Amida akan memberikan serapan N-H yang tajam pada daerah sekitar 3500 cm^{-1}
 - Ester akan memunculkan serapan C-O tajam dan kuat pada 1300-1000 cm^{-1}
 - Anhidrida akan memunculkan serapan C=O kembar pada 1810 dan 1760 cm^{-1} .

- Aldehida akan memunculkan C-H aldehida intensitas lemah tajam pada 2850-2750 cm⁻¹ baik yang simetri maupun anti-simetri
 - Keton, bila semua yang di atas tidak muncul.
3. Langkah selanjutnya apabila serapan karbonil tidak ada maka dilakukan sebagai berikut
 - Menguji alkohol (-OH), dengan memperhatikan apakah terdapat serapan yang melebar (khas sekali) pada 3500-3300 cm⁻¹ (dikonfirmasi dengan asam karboksilat) dan diperkuat dengan serapan C-O pada sekitar 1300-1000 cm⁻¹
 - Menguji amina (N-H), dengan memperhatikan adanya serapan medium pada sekitar 3500 cm⁻¹ (dikonfirmasi dengan amida)
 - Menguji eter (C-O), dengan memperhatikan serapan pada 1300-1000 cm⁻¹ (dikonfirmasi dengan alkohol dan ester)
 4. Ikatan C=C alkena dan aromatis. Serapan alkena akan muncul pada 1650 cm⁻¹, sedangkan untuk aromatis sekitar 1650-1450 cm⁻¹. Serapan C-H alifatik alkena akan muncul di bawah 3000 cm⁻¹, sedangkan C-H vinilik benzena akan muncul di atas 3000 cm⁻¹
 5. Ikatan C≡C alkuna akan muncul lemah tajam pada 2150 cm⁻¹, sedangkan C≡N nitril medium dan tajam akan muncul pada 2250 cm⁻¹
 6. Gugus nitro NO₂, memberikan serapan kuat sekitar 1600-1500 cm⁻¹ dari anti-simetris dan juga pada 1390-1300 cm⁻¹ untuk simetris.
 7. Bila informasi 1 sampai 6 di atas tidak ada maka dugaan kuat spektrum IR adalah dari senyawa hidrokarbon.

H . Optimasi Sampel Dengan Metode Taguchi

Metode Taguchi pertama kali diciptakan oleh Dr. Genichi Taguchi pada tahun 1949 seorang konsultan pengendalian pengendalian kualitas, metode ini mulai disempurnakan agar mampu memperbaiki suatu produk, proses dan mampu menekan biaya seefisien mungkin. Salah satu kelebihan dari metode Taguchi adalah menghasilkan kesimpulan mengenai level dari suatu faktor kontrol yang menghasilkan respon optimum.

Karakteristik kualitas menurut Taguchi ada tiga, yaitu *Nominal is the best*, *Smaller is Better*, dan *Larger is Better*. Sedangkan cara melihat karakteristik suatu percobaan yaitu dengan menggunakan Signal to Noise Ratio (SN Ratio). Menurut Belavendram (1995) beberapa tipe karakteristik kualitas SN Ratio dari respon adalah sebagai berikut:

1. *Nominal is the best*

Suatu karakteristik kualitas dengan nilai target tidak nol dan terbatas sehingga nilai yang semakin mendekati target tersebut adalah nilai yang diinginkan. Untuk percobaan 4 faktor tanpa ulangan, SN Ratio untuk karakteristik ini dirumuskan dengan persamaan berikut:

$$\frac{S}{N} = 10 \log \frac{y^2}{S_v^2} \dots\dots\dots(4)$$

2. *Smaller is Better*

Suatu karakteristik kualitas dengan batas nilai 0 dan non negatif sehingga nilai yang semakin kecil atau mendekati nol adalah nilai yang diinginkan. SN Ratio untuk karakteristik ini dirumuskan dengan persamaan sebagai berikut :

$$\frac{S}{N} = -10 \log \frac{1}{n} \left(\sum y^2 \right) \dots\dots\dots(5)$$

3. *Larger is Better*

Suatu karakteristik kualitas dengan rentang nilai tak terbatas dan non negatif sehingga nilai yang semakin besar adalah nilai yang diinginkan. SN

Ratio untuk karakteristik ini dirumuskan dengan persamaan sebagai berikut :

$$\frac{S}{N} = -\log \frac{1}{n} \left(\sum \frac{1}{y^2} \right) \dots\dots\dots(6)$$

Dimana:

y = rata-rata data yang diobservasi

S² = variasi dari y

n = jumlah data yang diobservasi

y = data observasi