



**PENGARUH PENAMBAHAN NANOHIKROKSIAPATIT  
TULANG SAPI TERHADAP MODULUS ELASTISITAS  
HEAT-CURED ACRYLIC SEBAGAI BAHAN DASAR MODEL  
GIGI PADA PEMBELAJARAN KETERAMPILAN KLINIS  
PROSTODONSIA**

**SKRIPSI  
UNTUK MEMENUHI PERSYARATAN  
MEMPEROLEH GELAR SARJANA**

**OLEH:**

**FAUZA HAMDA  
NIM: 185160100111036**

**PROGRAM STUDI SARJANA KEDOKTERAN GIGI  
FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI  
UNIVERSITAS BRAWIJAYA  
MALANG  
2021**

**HALAMAN PERSETUJUAN****SKRIPSI****PENGARUH PENAMBAHAN NANOHIKROKSIAPATIT  
TULANG SAPI TERHADAP MODULUS ELASTISITAS  
HEAT-CURED ACRYLIC SEBAGAI BAHAN DASAR MODEL  
GIGI PADA PEMBELAJARAN KETERAMPILAN KLINIS  
PROSTODONSIA****OLEH:****FAUZA HAMDA****NIM: 185160100111036****Menyetujui untuk diuji:****Pembimbing****drg. Citra Insany Irgananda, M.Med.Ed.****NIP. 198606232015042001**

**HALAMAN PENGESAHAN SKRIPSI**

**PENGARUH PENAMBAHAN NANOHIKROKSIAPATIT  
TULANG SAPI TERHADAP MODULUS ELASTISITAS  
HEAT-CURED ACRYLIC SEBAGAI BAHAN DASAR MODEL  
GIGI PADA PEMBELAJARAN KETERAMPILAN KLINIS  
PROSTODONIA**

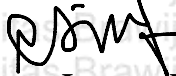
**OLEH:**

**FAUZA HAMDA**

**NIM: 185160100111036**

**Telah Diuji di Depan Majelis Penguji Skripsi pada Tanggal 27  
Desember 2021  
dan Dinyatakan Memenuhi Syarat Memperoleh Gelar Sarjana  
dalam Bidang Kedokteran Gigi**

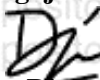
**Menyetujui,  
Pembimbing**



**drg. Citra Insany Irgananda, M.Med.Ed.**

**NIP. 198606232015042001**

**Penguji I**



**drg. Diwya Nugrahini Hapsari, Sp.Pro.**

**NIK. 2010037806242001**

**Penguji II**

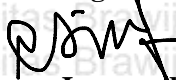


**drg. Lalita El Mila, M.Si.**

**NIK. 2013048706302001**

**Malang, 27 Desember 2021**

**Mengetahui,  
Ketua Program Studi Sarjana Kedokteran Gigi  
Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya**



**drg. Citra Insany Irgananda, M.Med.Ed.**

**NIP. 198606232015042001**





## PERNYATAAN ORISINALITAS SKRIPSI

Saya menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa sepanjang pengetahuan saya, di dalam naskah skripsi ini tidak terdapat karya ilmiah yang pernah diajukan oleh orang lain untuk memperoleh gelar akademik di suatu perguruan tinggi, dan tidak terdapat karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan dalam sumber kutipan dan daftar pustaka.

Apabila ternyata di dalam naskah ini dapat dibuktikan terdapat unsur-unsur plagiasi, saya bersedia skripsi ini digugurkan dan gelar akademik yang telah saya peroleh SARJANA dibatalkan, serta diproses sesuai dengan peraturan perundang-undangan yang berlaku (UU No.20 Tahun 2003, Pasal 25 ayat 2 dan Pasal 70)

Malang, 27 Desember 2021

Yang menyatakan,

Fauza Hamda

185160100111036



## ABSTRAK

Fauza Hamda, 185160100111036, Program Studi Pendidikan Dokter Gigi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya Malang, 27 Desember 2021, “**Pengaruh Penambahan Nanohidroksiapatit Tulang Sapi Terhadap Modulus Elastisitas Heat-Cured Acrylic Sebagai Bahan Dasar Model Gigi Pada Pembelajaran Keterampilan Klinis Prostodonsia**”. Pembimbing: drg. Citra Insany Irgananda, M.Med.Ed.

**Latar Belakang:** Media pembelajaran yang digunakan untuk keterampilan preparasi di preklinik saat ini belum sepenuhnya merepresentasikan sifat mekanik gigi asli. *Heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi diusulkan sebagai bahan dasar media pembelajaran baru yang diharapkan memiliki sifat mekanik terutama modulus elastisitas yang mendekati gigi asli.

**Tujuan:** Mengetahui perbedaan modulus elastisitas *heat-cured acrylic* dan modulus elastisitas *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi. **Metode:** Penelitian ini menggunakan desain penelitian *true experimental design* dengan rancangan penelitian *post test only control group design* dengan empat kelompok sampel akrilik silinder dengan tinggi 6 mm dan diameter 3 mm. Kelompok pertama terdiri dari 6 akrilik silinder berbahan *heat-cured acrylic*. Kelompok kedua, ketiga dan keempat terdiri dari 6 akrilik silinder berbahan *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit 2%, 5%, dan 8% secara berurutan. Sampel diinkubasi pada suhu 37°C didalam akuades selama 48 jam lalu dilakukan uji modulus elastisitas dengan menggunakan *Universal Testing Machine*. **Hasil:** Pada pengujian Kruskal-Wallis didapatkan nilai signifikansi sebesar 0,000 sehingga dapat dikatakan bahwa terdapat perbedaan yang signifikan antara modulus elastisitas model gigi berbahan *heat-cured acrylic* dan modulus elastisitas model gigi berbahan *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi. Nilai modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* tertinggi terdapat pada kelompok sampel C, yaitu *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit 8% (1.196 + 203,59 MPa) dan nilai modulus elastisitas terendah terdapat pada kelompok sampel K, yaitu *heat-cured acrylic* murni (293,80 ± 58,10 MPa). **Kesimpulan:** Penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi pada model gigi



berbahan dasar *heat-cured acrylic* dapat meningkatkan modulus elastisitas secara signifikan sehingga memiliki peluang sebagai media pembelajaran klinik keterampilan prostodonsia.

**Kata Kunci:** Modulus Elastisitas, nanohidroksiapatit, *heat-cured acrylic*, tulang sapi





## ABSTRACT

Fauza Hamda, 185160100111036, Study Program of Dentistry, Faculty of Dentistry, University of Brawijaya Malang, December 27<sup>th</sup> 2021, "**The Effect of Addition of Nanohydroxyapatite Bovine Bone to the Modulus of Elasticity of Heat-Cured Acrylic as a Basic Material for Dental Models in Learning Clinical Skills in Prosthodontics**". Advisor : drg. Citra Insany Irgananda, M.Med.Ed.

**Background:** The learning media used for preparation skills in preclinics at this time do not fully represent the mechanical properties of natural teeth. Heat-cured acrylic with the addition of bovine bone nanohydroxyapatite is proposed as the basic material for new learning media which is expected to have mechanical properties, especially the elastic modulus that is close to natural teeth.

**Objective:** To determine the difference between the modulus of elasticity of heat-cured acrylic and the modulus of elasticity of heat-cured acrylic with the addition of bovine bone nanohydroxyapatite.

**Methods:** This study uses a true experimental design research by designing a post test only control group design with four sample groups on a cylinder with a height of 6 mm and a diameter of 3 mm. The first group consisted of 6 acrylic cylinder made heat-cured acrylic.. The second, third and fourth groups consisted of 6 acrylic cylinder made of heat-cured acrylic with the addition of 2%, 5%, and 8% nanohydroxyapatite, respectively. The samples were incubated at 37°C in distilled water for 48 hours and then the modulus of elasticity was tested using the Universal Testing Machine.

**Results:** The Kruskal-Wallis test obtained a significance value of 0.000 so it can be said that there is a significant difference between the modulus of elasticity of the tooth model made of preserved acrylic and the modulus of elasticity of the tooth model made of acrylic preserved with the addition of nanohydroxyapatite bovine bone. The highest modulus of elasticity of heat-cured acrylic-based dental models was found in sample group C, namely heat-cured acrylic with the addition of 8% nanohydroxyapatite (1,196 + 203.59 MPa) and the lowest modulus of elasticity was found in sample group K, namely heat-cured acrylic. pure (293.80 + 58.10 MPa). **Conclusion:** The addition of bovine bone nanohydroxyapatite to a dental model made from heat-cured acrylic can significantly increase the modulus of



elasticity so that it has an opportunity as a clinical learning media for prosthodontic skills.

**Keywords:** Modulus of Elasticity, nanohydroxyapatite, heat-cured acrylic, bovine bone







7. Teman-teman satu tim skripsi, Gisha Salwa dan Maulisa Enik yang telah memberikan semangat dan batuan nya kepada penulis;
8. Teman-teman Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya, khususnya angkatan 2018 yang telah memberikan semangat dan doanya kepada penulis;
9. Semua pihak yang telah terlibat dalam pembuatan proposal skripsi ini baik secara langsung maupun tidak langsung. Penulis menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari kata sempurna, untuk itu segala kritik dan saran yang membangun sangat membantu penulis dalam melengkapi skripsi ini. Semoga skripsi ini dapat bermanfaat bagi semua pihak, terutama dalam dunia kedokteran gigi.

Malang, 27 Desember 2021

Penulis



## DAFTAR ISI

HALAMAN PERSETUJUAN SKRIPSI.....	ii
HALAMAN PENGESAHAN SKRIPSI.....	iii
PERNYATAAN ORISINALITAS SKRIPSI.....	iv
ABSTRAK.....	v
ABSTRACT.....	vii
KATA PENGANTAR.....	ix
DAFTAR GAMBAR.....	xiv
DAFTAR TABEL.....	xv
DAFTAR GRAFIK.....	xvi
DAFTAR SINGKATAN.....	xvii
<b>BAB I PENDAHULUAN.....</b>	<b>1</b>
<b>1.1 Latar Belakang Masalah.....</b>	<b>1</b>
<b>1.2 Rumusan Masalah.....</b>	<b>3</b>
<b>1.3 Tujuan Penelitian.....</b>	<b>4</b>
1.3.1 Tujuan Umum.....	4
1.3.2 Tujuan Khusus.....	4
<b>1.4 Manfaat Penelitian.....</b>	<b>4</b>
1.4.1 Manfaat Teoritis.....	4
1.4.2 Manfaat praktis.....	4
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....</b>	<b>6</b>
<b>2.1 Skills Lab.....</b>	<b>6</b>
<b>2.2 Media Pembelajaran.....</b>	<b>7</b>
<b>2.3 Enamel.....</b>	<b>7</b>
2.1.1 Struktur Enamel.....	8
2.1.2 Sifat Fisik Enamel.....	9
2.1.3 Sifat Mekanik Enamel.....	10
2.1.4 Ketebalan Enamel.....	11
<b>2.2 ResinAkrilik.....</b>	<b>11</b>
2.2.1 <i>Heat-cured acrylic</i> .....	12
2.2.2 Sifat Fisik <i>Heat-cured acrylic</i> .....	12
2.2.3 Sifat Mekanik <i>Heat-cured acrylic</i> .....	13
2.2.4 Manipulasi.....	14
2.2.5 Polimerisasi.....	15
2.2.6 Kelebihan dan kekurangan.....	15
<b>2.3 Hidroksiapatit.....</b>	<b>16</b>
2.3.1 Struktur Hidroksiapatit.....	16



2.3.2	Sifat Hidroksiapatit.....	17
2.3.3	Nanohidroksiapatit.....	18
2.4	Tulang Sapi.....	19
2.5	Kalsinasi.....	19
2.6	<i>Planetary ball mill</i> .....	20
2.7	Presipitasi.....	21
2.8	Magnetic Stirrer.....	21
2.9	<i>Particle Size Analyzer (PSA)</i> .....	22
2.10	<i>Fourier Transform Infra Red</i> .....	22
2.11	Sifat mekanis material.....	23
2.12	Modulus elastisitas.....	25
<b>BAB III KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS.....</b>		<b>27</b>
3.1	Kerangka konsep.....	27
3.2	Hipotesis.....	29
<b>BAB IV METODE PENELITIAN.....</b>		<b>30</b>
4.1	Desain Penelitian.....	30
4.2	Sampel Penelitian.....	30
4.1.1	Kriteria Sampel.....	30
4.1.2	Jumlah Sampel.....	30
4.2	Variabel Penelitian.....	31
4.2.1	Variabel Bebas.....	31
4.2.2	Variabel Terikat.....	31
4.3	Waktu dan Tempat Penelitian.....	31
4.4	Alat dan Bahan Penelitian.....	32
4.4.1	Alat Penelitian.....	32
4.4.2	Bahan Penelitian.....	33
4.5	Definisi Operasional.....	34
4.6	Prosedur Penelitian.....	36
4.6.1	Sintesis Hidroksiapatit Tulang Sapi.....	35
4.6.2	Uji Karakterisasi Hidroksiapatit Tulang Sapi.....	38
4.6.3	Preparasi Nanohidroksiapatit Tulang Sapi.....	39
4.6.4	Produksi Sampel.....	40
4.6.5	Preparasi Sampel.....	45
4.6.6	Pengujian Modulus Elastisitas Sampel.....	45
4.7	Kerangka Operasional Penilitia.....	47
4.8	Analisis Data.....	48
<b>BAB V HASIL DAN PEMBAHASAN.....</b>		<b>49</b>
5.1	Hasil Uji Karakterisasi.....	49
5.1.1	Hasil Uji FTIR.....	49





5.1.2	Hasil Uji PSA.....	50
5.2	Hasil Penelitian.....	50
5.3	Analisis Data.....	53
5.4	Pembahasan.....	55
<b>BAB VI PENUTUP.....</b>		<b>60</b>
6.1	Kesimpulan.....	60
6.2	Saran.....	60
<b>DAFTAR PUSTAKA.....</b>		<b>61</b>
<b>LAMPIRAN.....</b>		<b>70</b>
Lampiran 1. Hasil Uji FTIR.....		70
Lampiran 2. Hasil Uji PSA.....		71
Lampiran 3. Hasil Uji Tekan.....		73
Lampiran 4. Hasil Uji Normalitas dan Homogenitas.....		86
Lampiran 5. Hasil Uji Kruskal-Wallis dan Post HOC.....		75
Lampiran 6. Dokumentasi Penelitian.....		80
Lampiran 7. Alat dan Bahan penelitian.....		83

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Garis Incremental Retzius.....	6
Gambar 2. 2 Enamel Tufts, Enamel Spindles, Enamel Lamellae.....	6
Gambar 2. 3 Tahap Manipulasi PMMA.....	10
Gambar 2. 4 Struktur Kristal Hidroksiapatit.....	12
Gambar 2. 5 Tulang Sapi yang Telah Dikalsinasi pada Suhu 1000°C.....	14
Gambar 2. 6 Skema planetary ball mill.....	14
Gambar 2. 7 Rangkaian Alat Presipitasi (A) Proses Presipitasi (B) Sintesis Hidroksiapatit.....	15
Gambar 2. 8 Alat Magnetic Stirrer.....	15
Gambar 2. 9 Basic Component FTIR Spectrofotometer.....	16
Gambar 2. 10 Basic Component FTIR Spectrofotometer.....	18
Gambar 3. 1 Diagram Kerangka Konsep Penelitian.....	19
Gambar 4. 1 Tulang Sapi Setelah Dikeringkan.....	25
Gambar 4. 2 Penghalusan Tulang Sapi.....	26
Gambar 4. 3 Endapan Hidroksiapatit.....	26
Gambar 4. 4 Master.....	28
Gambar 4. 5 Manipulasi Polimer dan Monomer.....	29
Gambar 4. 6 Proses Curing.....	30
Gambar 4. 7 Pencampuran Bahan dengan Alat Vertex.....	32
Gambar 4. 8 Proses Uji Modulus Elastisitas.....	33
Gambar 4. 9 Diagram Alur Penelitian.....	34
Gambar 5. 1 Grafik Puncak Spektrum Gugus Fungsi.....	36
Gambar 5. 2 Grafik Distribusi Ukuran Partikel.....	37



## DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Classification of Denture Base Polymers According to ISO 1567-8	
Tabel 4. 1 Definisi Operasional.....	24
Tabel 5. 1 Nilai Modulus Elastisitas pada Sampel Berlabel K.....	37
Tabel 5. 2 Nilai Modulus Elastisitas pada Sampel Berlabel A.....	38
Tabel 5. 3 Nilai Modulus Elastisitas pada Sampel Berlabel B.....	38
Tabel 5. 4 Nilai Modulus Elastisitas pada Sampel Berlabel C.....	38
Tabel 5. 5 Hasil Uji Normalitas Saphiro-Wilk.....	39
Tabel 5. 6 Hasil Uji Homogenitas.....	40
Tabel 5. 7 Hasil Uji Kruskal-Walis.....	40
Tabel 5. 8 Hasil Uji Post HOC.....	40





## DAFTAR GRAFIK

Grafik 5. 1 Grafik Rerata Nilai Modulus Elastisitas Setiap Sampel.39



## DAFTAR SINGKATAN

AMBN	:Ameloblastin
AMELX	: Amelogenin
BPO	: <i>Benzoyl peroxide</i>
ADA	: <i>American Dental Association</i>
CMS	: Cold Mold Seal
DEJ	: Dentino Enamel Junction
EGD	: <i>Ethylene Glycol Dimethacrylate</i>
EMP	: Enamel Sruktural
ENAM	: Enamelin
FTIR	: <i>Fourier Transform Infra Red Spektroskopi</i>
GTJ	: Gigi Tiruan Jembatan
HAP	: Hidroksiapatit
IEC	: <i>International Electrotechnical Commission</i>
IR	: <i>Infrared</i>
ISO	: <i>International Organization for Standardization</i>
MMA	: <i>MethylMethacrylate</i>
P	: Phospat
PMMA	: <i>Polymethyl Methacrylate</i>
PSA	: <i>Particle Size Analyzer</i>
RPH	: Rumah Potong Hewan
SEM	: <i>Scanning Electron Microscopy</i>
UTM	: <i>Universal Testing Machines</i>







## BAB I

### PENDAHULUAN

#### 1.1 Latar Belakang Masalah

Kehilangan gigi dapat menurunkan kualitas hidup karena kehilangan gigi dapat mengganggu fungsi bicara, pengunyahan, dan estetika (Fouda et al., 2017). Untuk mengembalikan fungsi bicara, pengunyahan, dan estetika dibutuhkan suatu perawatan pembuatan gigi tiruan. Gigi tiruan jembatan (GTJ) atau *bridge* merupakan salah satu pilihan dalam perawatan gigi hilang. GTJ adalah restorasi gigi yang digunakan untuk menggantikan gigi yang hilang secara permanen dengan membuat jembatan pada gigi yang berdekatan (Misch, 2015).

Salah satu faktor keberhasilan pembuatan gigi tiruan adalah keterampilan operator dalam melakukan preparasi gigi penyangga. Keterampilan operator melakukan preparasi gigi penyangga didapatkan sejak menempuh pendidikan dokter gigi. Pada masa pendidikan dokter gigi, mahasiswa berlatih untuk melakukan preparasi gigi penyangga pada model gigi buatan pabrik. Model gigi merupakan media representasi gigi asli sehingga dibutuhkan model gigi dengan sifat mekanik yang hampir sama dengan sifat mekanik gigi asli.

Penelitian terdahulu oleh Nunez et al pada tahun 2012 menyebutkan bahwa model gigi merupakan prediktor yang buruk pada performa keterampilan klinis. Hal ini dibuktikan dengan mahasiswa melakukan preparasi yang lebih buruk pada pasien daripada preparasi pada model gigi (Nunez et al., 2012). Penelitian lain oleh Hasanah tahun 2020 juga menunjukkan bahwa mahasiswa melakukan preparasi yang lebih buruk pada enamel gigi dibandingkan pada model gigi. Preparasi yang lebih buruk pada enamel gigi dibandingkan pada saat *skills lab* dengan menggunakan model gigi ini dipengaruhi oleh perbedaan sifat bahan model gigi dengan enamel gigi manusia (Irgananda et al., 2020).

Salah satu sifat penting yang harus diperhatikan dalam pembuatan model gigi adalah modulus elastisitas. Modulus elastisitas adalah sifat mekanik yang menggambarkan kekakuan material yang diukur dari kemiringan linear grafik tegangan-regangan (Anusavice



et al., 2013). Semakin tinggi nilai modulus elastisitas maka semakin rendah deformitas elastis yang terjadi sehingga ketika melakukan preparasi, model gigi tidak mudah mengalami deformitas atau perubahan bentuk (Orsi et al., 2012; Rizani & Nasution, 2019).

Penelitian oleh Ramadhana pada tahun 2019, melakukan perbandingan modulus elastisitas model gigi berbahan self-cured acrylic dengan model gigi buatan pabrik dan enamel manusia. Hasil penelitian menunjukkan rerata modulus elastisitas model gigi buatan pabrik 681,7 MPa dan model gigi berbahan self-cured acrylic 673,9 MPa dimana nilai modulus elastisitas ini masih lebih rendah daripada enamel gigi asli, yaitu 70-120 GPa. Hal ini memberikan peluang pada bahan lainnya seperti *heat-cured acrylic* untuk dapat digunakan sebagai bahan dasar model gigi yang diharapkan mempunyai sifat mekanik terutama modulus elastisitas yang hampir sama dengan gigi asli (Galkin et al., 2020; Ramadhana, 2019).

*Heat-cured acrylic* merupakan salah satu bahan gigi tiruan yang umum digunakan (Sujitha et al., 2017). *Heat-cured acrylic* mempunyai beberapa keunggulan, yaitu estetika yang baik, penyerapan air rendah, mudah dimanipulasi, dan murah (Kusumawardani et al., 2020). Jika dibandingkan dengan *self-cured acrylic* dengan nilai modulus elastisitas 673,9 MPa, *heat-cured acrylic* memiliki nilai modulus elastisitas yang lebih tinggi, yaitu 3,8 GPa (Craig & Powers, 2002; Ramadhana, 2019). Namun, jika dibandingkan dengan enamel gigi asli *heat-cured acrylic* mempunyai kekuatan mekanik dan modulus elastisitas yang lebih rendah sehingga mudah menyebabkan fraktur dan kegagalan saat digunakan sehingga dibutuhkan penambahan bahan tertentu seperti hidroksiapatit yang dapat meningkatkan sifat mekanik *heat-cured acrylic* (Imam et al., 2021).

Hidroksiapatit (HAP) merupakan material yang paling mirip dengan mineral pada gigi karena mempunyai ratio kalsium fosfat yang hampir sama dengan gigi asli. HAP murni memiliki rumus kimia  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  merupakan fase kristal kalsium fosfat yang paling stabil secara termodinamik. Untuk mendapatkan HAP dapat menggunakan sumber yang tersedia pada alam, yaitu material yang mempunyai tingkat kalsium yang tinggi. Tulang sapi merupakan material alam yang memiliki kandungan kalsium yang cukup tinggi, yaitu 85,84% sehingga dapat dimanfaatkan untuk sintesis HAP (Nurul Fadhillah & Jalil, 2016).





Penelitian oleh Chondro et al pada tahun 2019 meneliti tentang pengaruh penambahan HAP 2%, 5%, dan 10% terhadap porositas *heat-cured acrylic*. Hasil penelitian mengemukakan bahwa penambahan HAP efektif terhadap penurunan porositas dengan penambahan pada konsentrasi 5% merupakan yang paling efektif dalam menurunkan porositas *heat-cured acrylic*. Penambahan HAP 10% juga efektif terhadap penurunan porositas *heat-cured acrylic* namun memiliki tingkat porositas yang lebih tinggi daripada penambahan HAP 5%. Hal ini disebabkan karena penambahan partikel yang terlalu banyak dapat menyebabkan defek bahan dan tidak bonding antara resin dengan HAP (Chondro et al., 2019). Penambahan HAP juga dapat memperbaiki sifat mekanik PMMA terutama modulus elastisitas dan kekerasan (Aldabib & Ishak, 2020).

Beberapa tahun terakhir, HAP berskala nano banyak menarik perhatian dan telah berhasil disintesis serta dikembangkan (Mozartha, 2015). Nanohidroksiapatit (Nano-HAP) mempunyai ukuran partikel <100 nm dan memiliki struktur yang serupa dengan mineral asli pada tulang dan gigi. Penambahan nanopartikel pada matriks polimer resin akrilik juga dapat meningkatkan modulus elastisitas, kekuatan, sifat antimikroba, dan estetika (Akay & Avukat, 2019). Selain itu micro-HAP memiliki struktur yang lebih berpori daripada nano-HAP sehingga sifat mekanik nano-HAP lebih baik daripada micro-HAP (Bordea et al., 2020).

Berdasarkan pemaparan diatas penulis ingin melakukan inovasi dari beberapa penelitian sebelumnya menggunakan bahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nano-HAP tulang sapi 2%, 5%, dan 8% dalam pembuatan model gigi. Diharapkan penelitian ini dapat menemukan hasil yang diharapkan, yaitu model gigi yang mempunyai modulus elastisitas yang hampir sama dengan gigi asli sehingga dapat menjadi media pembelajaran baru yang baik untuk meningkatkan keterampilan mahasiswa kedokteran gigi dalam pembelajaran prostodonsia.

## 1.2 Rumusan Masalah

Apakah terdapat pengaruh penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi terhadap modulus elastisitas *heat-cured acrylic* sebagai bahan dasar model gigi pada pembelajaran keterampilan klinis prostodonsia?





## 1.3 Tujuan Penelitian

### 1.3.1 Tujuan Umum

Mengetahui perbandingan modulus elastisitas *heat-cured acrylic* dan modulus elastisitas *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi sebagai bahan dasar model gigi pada pembelajaran keterampilan klinis prostodonsia.

### 1.3.2 Tujuan Khusus

1. Mengetahui modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic*
2. Mengetahui modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi 2%.
3. Mengetahui modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi 5%.
4. Mengetahui modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi 8%.
5. Membandingkan dan menganalisis perbedaan modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi 2%, 5%, dan 8%.

## 1.4 Manfaat Penelitian

### 1.4.1 Manfaat Teoritis

Memberikan informasi mengenai modulus elastisitas *heat-cured acrylic* dan modulus elastisitas *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi sebagai bahan dasar model gigi pada pembelajaran keterampilan klinis prostodonsia.

### 1.4.2 Manfaat praktis

Memberikan pembaharuan dalam pembuatan model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi sebagai media pembelajaran baru keterampilan klinis prostodonsia yang berguna bagi pengajar dan

mahasiswa Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya.





## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Skills Lab

*Skills laboratories* atau *Skills lab* merupakan fasilitas pelatihan keterampilan yang menjadi bagian dari pembelajaran mahasiswa kedokteran untuk melakukan pelatihan prosedur klinis pada media pembelajaran sebelum diaplikasikan langsung pada pasien. *Skills lab* mengikuti konsep terstruktur, berlangsung dibawah pengawasan dengan mempertimbangkan metodologi didaktik dan menciptakan suasana seperti keadaan sesungguhnya (Bugaj & Nikendei, 2016).

Dalam *skills lab* terdapat nilai klinis harian yang digunakan untuk menilai keterampilan klinis mahasiswa. Nilai klinis harian merupakan evaluasi berkala dimana mahasiswa melakukan prosedur *skills lab* dengan pengawasan instruktur dan mendapatkan nilai yang digunakan untuk melihat keterampilan klinis, profesionalisme, dan komunikasi interpersonal yang dimiliki mahasiswa sebagai kompetensi yang harus dimiliki seorang dokter gigi (Bertoli et al., 2018).

Terdapat beberapa faktor efikasi utama dalam *skills lab*, yaitu: (Bugaj & Nikendei, 2016)

1. *Setting*

Laboratorium harus dapat mencerminkan lingkungan kerja nyata dengan menyediakan fasilitas yang memadai.

2. *Standardization*

Dalam mempelajari keterampilan klinis, mahasiswa menjalani pelatihan yang dipimpin oleh instruktur dengan standarisasi penilaian kompetensi keterampilan.

3. Definisi tujuan pembelajaran

Pada saat *skills lab* mahasiswa memiliki peluang keberhasilan yang tinggi apabila terdapat definisi tujuan pembelajaran yang jelas sehingga mahasiswa dapat mempersiapkan diri.

4. Persiapan

Pemberian teks persiapan yang dapat digunakan mahasiswa untuk mengoptimalkan periode *skills lab* yang terbatas.

5. Instruksi





Mahasiswa mempraktikkan keterampilan klinis dibawah pengawasan instruktur yang telah didemonstrasikan sebelumnya.

#### 6. *Deliberate practice*

*Delibate practice* memiliki peran penting dalam pembelajaran keterampilan klinis karena peningkatan keterampilan bergantung pada banyak waktu yang digunakan untuk berlatih. Semakin sering berlatih maka keterampilan klinis akan baik.

#### 7. *Feedback*

Feedback merupakan umpan balik dari instruktur pada mahasiswa yang dapat digunakan sebagai bahan evaluasi untuk meningkatkan keterampilan klinis.

### 2.2 Media Pembelajaran

Media pembelajaran adalah suatu alat yang digunakan pengajar untuk merangsang minat dan keinginan belajar, meningkatkan motivasi, dan mempengaruhi psikologis pembelajar dalam penyerapan ilmu. Media pembelajaran dapat membantu keefektifan proses dan penyampaian isi pembelajaran kepada pembelajar (Falahudin, 2014).

Salah satu media pembelajaran yang digunakan mahasiswa kedokteran gigi adalah model gigi atau *head phantom*. Model gigi didefinisikan alat bantu yang memungkinkan mahasiswa untuk mempelajari proses dan kompleksitas lingkungan klinis seperti restorasi atau pengembangan keterampilan penggunaan *handpiece* serta keterampilan prosedural lainnya (Fugill, 2012).

### 2.3 Enamel

Enamel adalah substansi paling keras pada tubuh dan terletak pada lapisan terluar mahkota gigi. Enamel terdiri dari prisma enamel yang berjumlah 5 juta prisma pada gigi insisif hingga 12 juta prisma pada gigi molar (Karteva et al., 2019). Enamel terbentuk melalui dua tahapan utama, yaitu sekretori dan maturasi (Gil-Bona & Bidlack, 2020).

Proses pembentukan enamel oleh ameloblas disebut amelogenesis. Tahap pertama yang terjadi pada proses amelogenesis adalah sekretori. Pada tahap sekretori, ameloblas adalah sel yang sangat terpolarisasi. Sel-sel ini mensintesis sejumlah kecil protein matriks enamel struktural (EMP) terutama amelogenin (AMELX), ameloblastin (AMBN), dan enamelin (ENAM). Pada tahap ini



terbentuk kristal enamel yang meluas melalui DEJ, membran ameloblas dan keseluruhan enamel (Lacruz et al., 2017).

Selanjutnya adalah tahap transisi dari sekretori ke maturasi. Pada saat ketebalan jaringan telah tercapai, sekresi matriks berhenti. Munculnya protease saring spesifik membuat degradasi matriks berlanjut. Pada tahap ini juga terjadi penarikan matriks selektif seperti AMELX kaya prolin diganti dengan air sehingga menghasilkan jaringan berpori (Robinson et al., 2018).

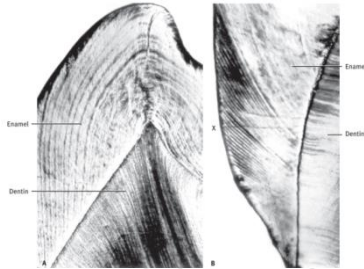
Tahap terakhir adalah maturasi. Pada tahap ini kristal enamel tumbuh secara signifikan karena sebagian besar mineral yang ada diendapkan. Enamel menjadi jaringan yang sangat termineralisasi. Separuh ameloblas mengalami apoptosis dan sisanya mati setelah proses maturasi berakhir. Pada saat gigi erupsi tidak ada produksi enamel sekunder atau regenerasi enamel (Matalová et al., 2015).

### **2.1.1 Struktur Enamel**

Secara histologis enamel tersusun dari batang atau prisma enamel. Batang enamel memiliki warna kristal bening dan berbentuk heksagonal, bulat atau lonjong. Setiap batang enamel dibentuk oleh empat ameloblas. Satu ameloblas membentuk kepala batang, dua membentuk badan batang dan satu lainnya membentuk ekor batang (Kumar G S., 2015).

Pada dasar enamel terdapat pita kecoklatan yang disebut garis incremental retzius. Garis incremental retzius merupakan hasil ritme deposisi berulang dari enamel. Saat matriks enamel mengalami mineralisasi, garis ini mengikuti pola deposisi matriks. Saat cahaya diproyeksikan, pita gelap terang muncul. Ini disebut dengan fenomena band Hunter-Schreger. Hal ini terjadi karena cahaya memancarkan sepanjang sumbu panjang batang (Chiego D., 2014).

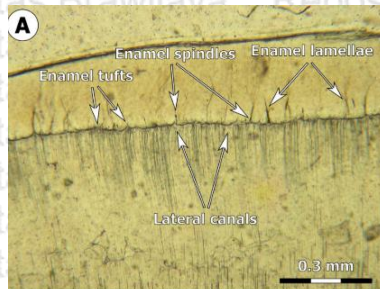
**Gambar 2.1** Garis Incremental Retzius



**Sumber: G S Kumar BDS, 2015**

Pada enamel terdapat area dengan substansi interprismatik yang kurang terkalsifikasi, yaitu enamel lamellae, enamel tufts, dan enamel spindle. Enamel lamellae merupakan struktur tipis seperti daun yang membentang dari permukaan enamel ke DEJ. Enamel tufts mempunyai bentuk seperti pita panjang yang tumbuh dari DEJ dan berorientasi sepanjang mahkota. Sedangkan enamel spindle berbentuk seperti labu dengan salah satu ujung menebal yang memanjang dari DEJ dan menembus sepertiga ketebalan enamel (Kunin et al., 2015)

**Gambar 2. 2** Enamel Tufts, Enamel Spindles, Enamel Lamellae



**Sumber: Karteva et al., 2019**

### 2.1.2 Sifat Fisik Enamel

Enamel terdiri dari 96% mineral anorganik dan 4% bahan organik dan air. Bahan anorganik enamel terdiri dari kristal kalsium fosfat (Hidroksiapatit) yang tersubstitusi ion karbonat, magnesium, timbal, dan





fluoride. Kandungan mineral yang tinggi membuat enamel menjadi sangat keras sehingga dapat menahan gaya mekanis yang diberikan. Namun, kekerasan ini juga membuat enamel menjadi rapuh oleh karena itu diperlukan lapisan dentin yang tangguh untuk menjaga integritas enamel (Nanci, 2018)

Enamel mempunyai warna yang bervariasi mulai dari kuning hingga putih keabu-abuan. Warna ini bergantung pada tembusnya enamel oleh cahaya yang dihubungkan dengan tingkat kalsifikasi dan homogenitas enamel. Enamel juga mempunyai ketebalan yang bervariasi sesuai bagian enamel. Ketebalan enamel pada daerah cusp gigi molar dan premolar dapat mencapai 2-2,5 mm sedangkan pada daerah servikal tipis (Rajkumar & Ramya, 2017).

### 2.1.3 Sifat Mekanik Enamel

Sifat mekanik gigi ditentukan oleh struktur dan komposisi gigi. Sifat mekanik ini memberikan kemampuan gigi untuk menjalankan fungsinya, yaitu menggigit, merobek, dan mengunyah makanan. Enamel memiliki sifat mekanik seperti modulus elastisitas, kekerasan, visko-elastisitas, dan kemampuan fraktur (Zhang et al., 2014).

Modulus elastisitas adalah ukuran kekakuan material yang dihitung dari rasio tegangan tekan terhadap regangan dari daerah liner awal pada kurva tegangan-regangan (Ang et al., 2009). Kekerasan adalah ukuran ketahanan material terhadap berbagai jenis perubahan bentuk permanen ketika gaya tekan diberikan (Dey & Mukhopadhyay, 2019).

Berdasarkan penelitian yang dilakukan Galkin tahun 2020, sifat mekanik enamel gigi sehat jika diukur dengan parameter ukuran mempunyai nilai kekerasan sekitar 3 Gpa hingga 60 Gpa dan nilai modulus elastisitas 70 Gpa hingga 120 Gpa. Sifat mekanik ini dipengaruhi oleh kedalaman lekukan enamel dan usia pasien.

Viskoelastisitas adalah sifat mekanik gigi yang digunakan untuk menunjukkan karakteristik viskos dan elastis ketika gaya eksternal diberikan (Pawelec et al., 2019). *Fracture behaviour* adalah ketangguhan material yang dihubungkan dengan sifat *brittle* atau rapuh material. Enamel memiliki indentasi nilai ketangguhan fraktur sebesar  $0,7-1,5 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$  (Bechtle et al., 2010).

#### 2.1.4 Ketebalan Enamel

Ketebalan enamel antara laki-laki dan perempuan tidak berbeda signifikan, meskipun gigi laki-laki lebih besar daripada perempuan. Penelitian yang sama juga mengungkapkan bahwa ketebalan insisif sentral dan lateral mandibula ras Kaukasoid dan Afrika tidak berbeda signifikan (Vellini-Ferreira et al., 2012).

Hasil penelitian oleh Ferreira tahun 2012 mengemukakan ketebalan permukaan mesial dan distal gigi anterior maksila adalah 2,741 mm dan 3,237 mm, gigi anterior mandibula adalah 2,190 mm dan 2,765 mm, premolar maksila 2,321 mm dan 2,477 mm, dan premolar mandibular 2,427 mm dan 2,716 mm.

#### 2.2 Resin Akrilik

Resin berbasis akrilik merupakan bahan yang banyak digunakan dalam kedokteran gigi. Resin akrilik dapat dimanfaatkan untuk pembuatan gigi tiruan, peralatan orthodontic lepasan, mahkota sementara, dan basis gigi tiruan. Resin akrilik tersusun dari komponen polimer *Polymethyl Methacrylate* (PMMA) dan monomer *Methyl Metacrylate* (MMA) (Rashid et al., 2015). McCabe and Walls mengklasifikasikan polimer resin akrilik menjadi lima tipe, sebagai berikut:

**Tabel 2.1** Klasifikasi Polimer Basis Gigi Tiruan Menurut ISO 1567

Tipe	klas	Deskripsi
1	1	<i>Heat-cured polymers (powder and liquid form)</i>



1	2	<i>Heat-cured polymers (plastic cake form)</i>
2	1	<i>Auto-polymerized polymers (powder and liquid form)</i>
2	2	<i>Auto-polymerized polymers (powder and liquid pour-type resins form)</i>
3	-	<i>Thermoplastic blank or powder</i>
4	-	<i>Light activated materials</i>
5	-	<i>Microwave cured materials</i>

Sumber: Rashid H., 2015

Polimerisasi resin akrilik merupakan reaksi adisi yang melibatkan aktivasi inisiator. Resin akrilik biasanya dipolimerisasi dengan panas (*Heat-cured acrylic*), auto polimerisasi (self-cured acrylic) dan polimerisasi cahaya (Light polymerization). Reaksi polimerisasi menghasilkan konversi MMA menjadi PMMA. Selama reaksi ini berlangsung tidak semua monomer akan terpolimerisasi, beberapa monomer tersisa tidak terpolimerisasi (Rashid et al., 2015).

### 2.2.1 *Heat-cured acrylic*

*Heat-cured acrylic* merupakan bahan yang digunakan dalam pembuatan gigi tiruan dan basis gigi tiruan. *Heat-cured acrylic* tersusun dari komponen *powder* dan *liquid*. *Powder* terdiri dari polymer *Polymethyl Methacrylate (PMMA)*, *initiator Benzoyl peroxide (BPO) 0,5%*, *plasticizer (Dibutyl phthalate)*, *opacifier (Titanium dan Zinc oxide)* dan pigmen garam cadmium atau iron atau organic dyes. Sedangkan *liquid* terdiri dari monomer *MethylMethacrylate (MMA)*, *crosslinking agent Ethylene Glycol Dimethacrylate (EDGMA) 10%*, dan *inhibitor hydroquinone > 1%* (Elshereksi et al., 2014; Zafar, 2020).

### 2.2.2 Sifat Fisik *Heat-cured acrylic*

Sifat fisik *heat-cured acrylic* bergantung pada komponen penyusunnya. Polimer PMMA bertanggung jawab terhadap ketahanan akrilik dari



fraktur. Penggunaan *crosslinking agent* EDGMA dapat memberikan ketahanan terhadap retak kecil atau *crazing* dan dapat menurunkan kelarutan serapan air (Sakaguchi et al., 2018).

*Heat-cured acrylic* memiliki polimerisasi shrinkage sebesar 6% volume dan sekitar 0,2%-0,5% terjadi secara linear, penyerapan air 0,69 mg/cm<sup>2</sup>, dan stabilitas dimensi yang baik. Jika dibandingkan dengan *chemical-cured acrylic*, *heat-cured acrylic* lebih keras, kuat, sedikit porus dan kurang dari 1% residual monomer yang terlepas kepermukaan (Eakle & Bastin, 2019).

### 2.2.3 Sifat Mekanik *Heat-cured acrylic*

Sifat mekanik *heat-cured acrylic* meliputi kekuatan fleksural dan kekuatan impact. Kekuatan fleksural merupakan suatu ukuran ketahanan terhadap fraktur. Sedangkan kekuatan impact adalah ketahanan material terhadap gaya kejut yang diberikan. Polimerisasi *heat-cured acrylic* yang lebih lama pada titik didih terminal menghasilkan konversi monomer yang lengkap sehingga dapat meningkatkan kekuatan fleksural dan kekuatan impact (Francis et al., 2016).

Selain kekuatan fleksural dan kekuatan impact, sifat mekanik penting lainnya adalah kekerasan dan modulus elastisitas. Kekerasan didefinisikan sebagai ketahanan material terhadap perubahan permanen. Sedangkan modulus elastisitas didefinisikan kekakuan material dalam rentang elastis. Jika dibandingkan dengan *self cured acrylic* maka, *heat-cured acrylic* memiliki nilai kekerasan, kekuatan fleksural, dan modulus elastisitas yang lebih tinggi (Quarey-Papafio et al., 2019).

*Heat-cured acrylic* memiliki nilai kekerasan (knop) sebesar 15-18 kg/mm<sup>2</sup>, modulus elastisitas 3,8 GPa, kekuatan impact 0,01 kg m/cm notch, kekuatan tensil 48,3-62,1 MPa, dan kekuatan kompresi 75,9 MPa (Craig & Powers, 2002). Meskipun *heat-cured acrylic* memiliki kekuatan fleksural dan modulus

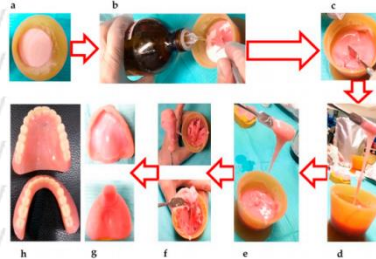
elastisitas yang lebih tinggi dari *self-cured acrylic*, *heat-cured acrylic* masih memiliki nilai modulus elastisitas yang lebih rendah daripada enamel gigi sehingga dibutuhkan bahan tambahan untuk meningkatkan sifat mekanik *heat-cured acrylic*.

Untuk meningkatkan sifat fisik dan mekanik *heat-cure acrylic* dapat dilakukan penambahan bahan seperti *plasticizer*, *rubber* atau *filler*. Plastisizer merupakan cairan yang ditambahkan untuk melembutkan dan melenturkan resin akrilik. Rubber dapat ditambahkan untuk meningkatkan impak fraktur. Sedangkan filler dapat ditambahkan untuk memperkuat resin atau mengubah sifat optiknya (Eakle & Bastin, 2019).

#### 2.2.4 Manipulasi

Menurut konsistensinya, manipulasi PMMA dibagi menjadi beberapa tahapan, yaitu: (Zafar, 2020)

##### Gambar 2. 3 Tahap Manipulasi PMMA



Sumber: Zafar, 2020

1. Meletakkan bubuk PMMA pada mangkuk pencampur (gambar a)
2. Menuangkan monomer MMA kedalam PMA untuk pencampuran (gambar b)
3. *Sandy stage*, pada tahap ini hampir tidak terjadi reaksi kimia atau polimerisasi. Monomer membasahi polimer sehingga menghasilkan campuran yang kasar (gambar c)



4. *Stringy stage*, monomer mulai melarutkan partikel polimer dan memecah rantai polimer. Pada tahap ini terbentuk serat yang lengket saat disentuh atau diregangkan (gambar d-e)
5. *Doughy stage*, pada tahap ini masih terdapat sejumlah rantai polimer yang tidak larut. Campuran yang dihasilkan pada tahap ini tidak kaku dan tepat untuk dimasukkan kedalam mold (gambar f)
6. *Rubbery stage*, tahap ini merupakan lanjutan dari *doughy stage*. Pada saat ini terjadi konversi lebih lanjut monomer menjadi polimer dan penguapan monomer sisa. Campuran menjadi kenyal dan tidak bisa dicetak kedalam mold (gambar g)
7. *Stiff stage*, pada tahap terakhir proses penguapan monomer terus berlanjut dan menghasilkan campuran yang keras dan kuat. Polimer terpolimerisasi menjadi kering, kaku dan tahan terhadap deformitas plastis.
8. PMMA di aktivasi dengan panas dan dipoles (gambar h)

### 2.2.5 Polimerisasi

*Heat-cured acrylic* merupakan bahan yang diaktifkan melalui panas. Ketika resin akrilik dipanaskan, *inisiator benzoyl peroxide* akan terurai dan menghasilkan spesies neutral yang mengandung elektron tak berpasangan, Spesies neutral ini disebut radikal bebas yang akan bereaksi terhadap monomer untuk membentuk rantai polimerisasi. Proses ini berlangsung cepat dan berhenti saat terjadi koneksi langsung antara dua rantai atau terjadi perpindahan ion hidrogen dari satu rantai ke rantai lainnya (Anusavice K et al., 2013).

### 2.2.6 Kelebihan dan kekurangan

*Heat-cured acrylic* memiliki beberapa kelebihan, yaitu: (Asmeati & Nur, 2018; Alla R K., 2018; Kusumawardani et al., 2020).





1. Tidak mengiritasi jaringan dan tidak toksik
2. Daya serap air rendah
3. Mudah dimanipulasi
4. Estetika yang baik
5. Harga ekonomis atau murah
6. Mudah direparasi
7. Mengalami perubahan dimensi yang sedikit

Meskipun *heat-cured acrylic* merupakan salah satu bahan ideal yang dapat digunakan sebagai gigi tiruan, *heat-cured acrylic* juga memiliki beberapa kekurangan, yaitu:

1. Kekuatan mekanik yang lemah sehingga dapat menyebabkan fraktur
2. Dapat berubah warna setelah penggunaan jangka panjang
3. Mudah mengalami perubahan dimensi yang disebabkan oleh banyaknya monomer sisa dan tingginya penyusutan polimerisasi
4. Mudah terbentuk porositas pada saat proses polimerisasi

## 2.3 Hidroksiapatit

Hidroksiapatit (HAP) telah banyak dimanfaatkan dalam dunia biomedis sebagai material yang memiliki sifat osteoinduktif yang baik seperti untuk regenerasi dan perbaikan tulang. HAP tersedia di alam atau dapat diperoleh melalui sintesis kimiawi (Ragu et al., 2014). Ada beberapa metode yang dapat digunakan untuk sintesis HA, diantaranya presipitasi, microemulsi, hidrolisis, sol-gel, dan kalsinasi (Hilmi et al., 2011; Shafira, 2020).

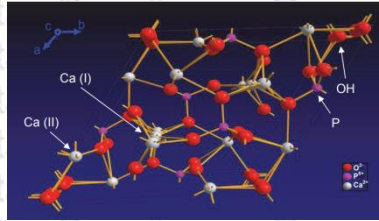
### 2.3.1 Struktur Hidroksiapatit

Hidroksiapatit murni merupakan fase stoikiometri apatit dengan ratio Ca/P 1,67 mol yang stabil dalam suhu normal dan pH 4 sampai 12. HAP,  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  tersusun dari tetrahedral  $\text{PO}_4$  yang diselingi oleh ion Ca. Struktur kristal HAP yang paling sering ditemukan adalah heksagonal yang memiliki kelompok ruang P63/m dan bidang refleksi dengan diameter sel  $a=b= 9,418 \text{ \AA}$  dan  $c= 6,884 \text{ \AA}$ .

Bentuk lain yang juga ditemukan adalah monoklinik dengan kelompok ruang P21/b (Lin & Chang, 2015).

Bentuk monoklinik HA lebih teratur dan stabil secara termodinamika dan terbentuk pada suhu tinggi tetapi belum pernah ada bukti keberadaannya pada jaringan kalsifikasi. Salah satu aspek yang harus diperhatikan dalam HAP adalah semakin mendekati nilai rasio Ca/P maka semakin stabil material HAP karena terdapat kecenderungan inert, namun jika nilai rasio Ca/P menurun maka sifat bioaktivitasnya akan baik (Rivera-Muñoz, 2011).

**Gambar 2. 4 Struktur Kristal Hidroksiapatit**



**Sumber: Rivera-Muñoz, 2011**

Secara keseluruhan, terdapat 18 ion yang membentuk struktur heksagonal. Pada setiap sudut heksagonal terdapat ion kalsium dengan tiga segi enam. Pada tengah setiap satuan sel terdapat ion hidroksil yang menghasilkan dua hidroksil per satuan. Bagian tengah gugus hidroksil dikelilingi oleh tiga ion kalsium segi enam yang membentuk cincin. Ruang kosong diantara segi enam diisi dengan tiga tetrahedral  $PO_4$  (Khalid & Chaudhry, 2020).

### 2.3.2 Sifat Hidroksiapatit

Hidroksiapatit merupakan fase paling stabil diantara kalsium fosfat dengan titik lebur  $1650^\circ C$  dan kepadatan  $3,156 \text{ g/cm}^3$ . HAP mempunyai kelarutan  $58,65 \text{ ml/L}$  pada suhu  $37^\circ C$  dan mudah larut dalam suasana asam (Lu Y., 2019). Sifat fisik hidroksiapatit bergantung pada sumber diperolehnya HAP. HAP yang disintesis dilaboratorium mempunyai tingkat kristalinitas yang rendah dan luas permukaan yang



tinggi. HAP alami yang diproses dengan pemanasan mempunyai tingkat kristalinitas yang tinggi (Khalid & Chaudhry, 2020).

Sifat mekanik HAP dipengaruhi oleh ukuran, bentuk dan pori-pori butir HAP. Ukuran butir HAP memengaruhi kekuatan material karena berhubungan dengan ikatan butir HAP. Pori-pori butir HAP juga memengaruhi kekuatan material karena pori-pori yang letaknya tidak teratur serta tidak rekat dapat melemahkan kekuatan. Hidroksiapatit memiliki sifat mekanis, yaitu modulus elastisitas dengan nilai 85 GPa, kekerasan 3,43 GPa, dan kekuatan tarik 40-100 MPa (Afrizal, 2016).

### 2.3.3 Nanohidroksiapatit

Nanomaterial didefinisikan sebagai suatu bahan alami atau buatan yang mengandung partikel dengan rentang ukuran 1-100 nm (Komiyama S., 2019). Nanohidroksiapatit merupakan salah satu bahan yang biokompatibel, bioaktif, dan telah digunakan secara luas dalam bidang kedokteran gigi. Hidroksiapatit berukuran nano memiliki kemiripan dengan morfologi dan struktur kristal apatit enamel gigi (Tschoppe et al., 2011).

Nano-HAP memiliki kemampuan berperan sebagai filler karena dapat memperbaiki lubang-lubang kecil dan cekungan pada permukaan enamel (Pepla, 2014). Menurut penelitian yang dilakukan oleh Karadi R tahun 2017 penambahan nanohidroksiapatit 2% ke PMMA menghasilkan peningkatan kekuatan impak, kekerasan permukaan dan memiliki efek positif terhadap penyerapan air. Penelitian lain oleh Aldabib & Ishak tahun 2020 menemukan bahwa penambahan HAP kedalam PMMA dapat mengubah PMMA yang awalnya non-bioaktif menjadi bioaktif dan dalam waktu bersamaan juga memperbaiki sifat mekanik, terutama modulus elastisitas dan kekerasan.

Hidroksiapatit berukuran nano dapat dibuat dengan dua metode, yaitu *top-down* dan *bottom-up*.



*Top-down* merupakan metode untuk mereduksi ukuran partikel yang besar sedangkan *bottom-up* merupakan metode dengan pendekatan kimia. Metode *bottom-up* dilakukan dengan merangkai atom atau molekul penyusun HAP dan menggabungkannya dalam reaksi kimia. Metode *top-down* dapat dilakukan dengan alat *milling* sedangkan metode *bottom-up* dapat dilakukan dengan presipitasi (Aditya Bayu Hanura et al., 2017).

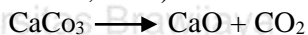
## 2.4 Tulang Sapi

Tulang sapi merupakan limbah hewan potong yang banyak ditemukan di Indonesia. Menurut data Badan Pusat Statistik, pada tahun 2019 jumlah pematangan sapi di RPH di Indonesia mencapai 1.102.256 ekor dan terdapat 247.337 ekor yang dipotong di RPH Jawa Timur. Tulang sapi tersusun dari unsur mineral yang terdiri dari kalsium sebanyak 7,07% dalam bentuk senyawa  $\text{CaCO}_3$  dan 1,96% dalam bentuk senyawa  $\text{CaF}_2$  dan fosfor sebanyak 2,09% dalam bentuk senyawa  $\text{Mg}_3(\text{PO}_4)_2$  dan 58,30% dalam bentuk senyawa  $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$  (Yuliana et al., 2017).

Tulang sapi dapat dimanfaatkan untuk sintesis hidroksiapatit karena ketersediaan yang melimpah, murah, dan mudah diperoleh (Warastuti et al., 2014). Sintesis tulang sapi menjadi serbuk dapat dilakukan dengan memanaskan tulang sapi pada suhu  $1000^\circ\text{C}$  hingga mengalami pengurangan berat karena terjadi pelepasan unsur yang terkandung (Nurul Fadhillah & Jalil, 2016).

## 2.5 Kalsinasi

Kalsinasi adalah suatu proses pemanasan tulang dibawah suhu tertentu untuk menghilangkan komponen organik dan pathogen yang ada. Pada prosesnya, tulang sapi akan mengalami dekomposisi. Pada saat temperatur mencapai angka kurang dari  $250^\circ\text{C}$ , air akan menguap dan dilanjutkan dengan oksidasi komponen organik dibawah temperature  $450^\circ\text{C}$ . Pada temperatur  $540^\circ\text{C}$  ( $\text{MgCO}_3$ ) akan mengalami dekomposisi dan pada temperature  $750^\circ\text{C}$   $\text{CaCO}_3$  akan terkonversi menjadi  $\text{CaO}$  yang akan sempurna ketika mencapai temperatur  $1000^\circ\text{C}$  (Haris et al., 2016).



Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Pu'ad tahun 2019, ekstraksi tulang sapi dengan metode kalsinasi menghasilkan ratio Ca/P yang tinggi, yaitu 1,67 pada suhu  $750^\circ\text{C}$ . Pada suhu  $1200^\circ\text{C}$

kalsium fosfat biasanya tidak terurai. Peningkatan suhu akan meningkatkan kristalinitas partikel HAP namun akan terbentuk fase kalsium fosfat lainnya seperti  $\beta$ -TCP dan penurunan rasio Ca/P.

**Gambar 2. 5 Tulang Sapi yang Telah Dikalsinasi pada Suhu 1000°C**

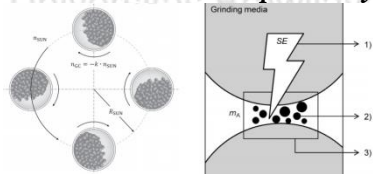


Sumber: Amalia et al., 2018

## 2.6 Planetary ball mill

*Planetary ball mill* adalah skala kecil dari *ball mill* yang digunakan di laboratorium untuk mereduksi ukuran partikel. Alat ini bekerja dengan penggilingan basah dan kering, pencampuran, dan homogenisasi bahan kimia, tanah maupun bahan farmasi. Tahap reduksi ukuran partikel ini dilakukan setelah kalsinasi sehingga tidak terdapat komponen organik dan patogen penyebab penyakit (Bariyah et al., 2016).

**Gambar 2. 6 Skema planetary ball mill**



Sumber: Burmeister et al., 2018

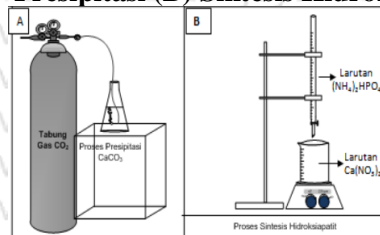
Pada saat proses *ball milling* terjadi, serbuk hidroksiapatit akan mengalami proses penghancuran secara berulang. Bola giling yang terdapat didalam *ball mill* akan saling bertabrakan sehingga serbuk hidroksiapatit terperangkap diantaranya. Tekanan yang diberikan bola giling akan menyebabkan terjadinya deformasi sehingga reduksi ukuran partikel dapat terjadi (Rasyidin et al., 2018).



## 2.7 Presipitasi

Presipitasi adalah reaksi kimia asam basa sederhana yang menghasilkan padatan kristal berupa garam dan air (Saputra et al., 2016). Presipitasi HAP dilakukan dengan menitiasi larutan yang mengandung Ca dengan P. Kelebihan proses ini adalah komposisi dapat terkontrol, karakter HAP yang dihasilkan lebih baik daripada metode lainnya, serta mudah diaplikasikan (Suci & Ngapa, 2020).

**Gambar 2. 7 Rangkaian Alat Presipitasi (A) Proses Presipitasi (B) Sintesis Hidroksiapatit**



**Sumber: Qalbi et al., 2019**

Prosedur pelaksanaan presipitasi dimulai dari persiapan larutan basa yang berasal dari Ca dan larutan asam yang berasal dari P kemudian dilakukan titrasi diantara keduanya. Selanjutnya lakukan pengendapan, pematangan dan filtrasi, pengeringan dan terakhir lakukan *heat-treatment*. Suhu reaksi, laju penambahan reaktan, konsentrasi, kondisi pengeringan dan *heat-treatment* merupakan faktor penentu bentuk, ukuran, stoikiometri dan fitur partikel yang disintesis. Hal ini harus dikontrol dan distabilkan secara akurat sehingga didapatkan serbuk hidroksiapatit yang sama (Yelten-Yilmaz & Yilmaz, 2018).

## 2.8 Magnetic Stirrer

*Magnetic Stirrer* adalah alat yang digunakan untuk mencampur beberapa larutan sehingga didapatkan satu larutan yang homogen (Irsyad & dkk, 2016). Alat ini dirancang sedemikian rupa sehingga terdapat magnetic bar yang dilapisi plastik dan plate berisi magnet yang berputar (Yashashri et al., 2017).





**Gambar 2. 8 Alat Magnetic Stirrer**



**Sumber: Guidote et al., 2014**

Magnetic stirrer bekerja dengan memberikan gaya mekanis melalui perputaran medan magnet untuk menginduksi pergerakan batang magnet (magnetic bar) yang dibenamkan didalam suspensisehingga memungkinkan terjadinya pencampuran larutan (Teanmetawong et al., 2019). Alat ini dibuat dengan magnet yang berputar pada kecepatan dan dalam periode waktu yang ditentukan (Guidote et al., 2014).

## **2.9 Particle Size Analyzer (PSA)**

*Particle sizeanalyser* (PSA) adalah suatu alat yang digunakan untuk menguji/mengukur ukuran partikel. Alat ini bekerja dengan menggunakan prinsip hamburan cahaya dinamis dan partikel yang akan diukur adalah partikel yang mengalami gerak Brown. Metode pengukuran dengan PSA menggunakan cahaya laser sebagai media informasi pengukuran sehingga dinilai lebih akurat daripada metode SEM dan TEM(Nuraeni et al., 2013).

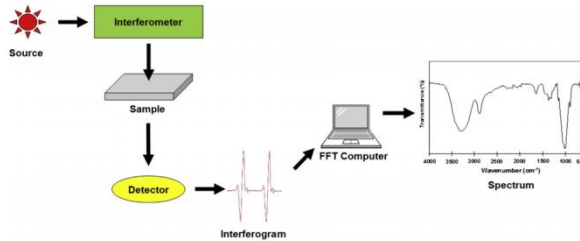
Analisis ukuran partikel merupakan parameter yang penting dalam banyak industry. Ukuran partikel dapat memengaruhi sifat, stabilitas, reaktivitas kimia, opasitas, tekstur, viskositas, kerapatan, porositas, dan kekuatan material sehingga kualitas material dapat terjaga (Barabás et al., 2013). Kebenaran hasil pengukuran bergantung pada ketelitian alat ukur dan harus memenuhi sistem mutu berstandar internasional ISO/IEC 17025 : 2008. Data yang dihasilkan harus berasal dari pengujian yang telah divalidasi dan diverivikasi dari metode standar (Nuraeni et al., 2013).

## **2.10 Fourier Transform Infra Red**

*Fourier Transform Infra Red Spektroskopi* (FTIR) adalah suatu metode fenotipik yang mengkuantifikasi penyerapan cahaya IR oleh

molekul yang menghasilkan spectrum FTIR spesifik yang mencerminkan komposisi material (Vogt et al., 2019). Karena jumlah energi yang diserap menunjukkan jumlah molekul yang ada, FTIR spektroskopi memberikan informasi kualitatif dan kuantitatif. FTIR spektroskopi juga dapat mengidentifikasi molekul yang tersedia dan jumlah konsentrasinya (Albert, 2015).

**Gambar 2. 9 Basic Component FTIR Spectrofotometer**



**Sumber: Mohamed et al., 2017**

Instrument yang menentukan spectrum serapan suatu senyawa disebut spektrofotometer. Instrument ini menghasilkan pancaran radiasi IR dari sumber hitam yang bersinar. Selanjutnya, berkas melewati interferometer tempat terjadinya spectral pengkodean. Rekombinasi balok dengan panjang jalur yang berbeda pada interferometer akan menciptakan interferensi yang disebut interferogram. Balok akan memasuki kompartemen sampel dan menyerap energi secara spesifik. Selanjutnya detektor akan mengukur sinyal interferogram khusus dalam energy, waktu, dan frekuensi secara bersamaan. Selanjutnya balok ditumpangkan sebagai latar belakang dan diperoleh spectrum yang diinginkan dengan mengurangi spectrum latar belakang menggunakan software computer transformasi fourier (Mohamed et al., 2017).

### 2.11 Sifat mekanis material

Menurut Murugan tahun 2020, terdapat beberapa sifat mekanik penting yang harus diperhatikan oleh sebuah material, diantaranya:

#### 1. Kekerasan

Kekerasan adalah sifat suatu material untuk menahan penetrasi oleh material lainnya. Hal ini mencakup beberapa sifat seperti ketahanan terhadap aus, goresan dan deformasi. Ada beberapa metode yang dapat digunakan untuk



mengukur kekerasan diantaranya skala Moh, uji vicker, uji Rockwell dan uji knop.

## 2. Kekuatan

Kekuatan adalah kemampuan material untuk menahan gaya eksternal yang diberikan tanpa menyebabkan kerusakan. Kekuatan maksimal terjadi ketika material diberi tekanan maksimal hingga material tersebut rusak.

## 3. Kekakuan

Kekakuan adalah kemampuan material untuk menahan deformitas dibawah tekanan yang diberikan. Modulus elastisitas adalah ukuran kekakuan.

## 4. Elastisitas

Elastisitas adalah kemampuan material untuk dapat kembali ke bentuk semula ketika gaya eksternal dihilangkan.

## 5. Ketahanan

Ketahanan adalah sifat material untuk menyerap energy dan menahan guncangan atau benturan. Secara umum, hal ini berkaitan dengan jumlah energy yang diserap per satuan volume dalam batas elastis.

## 6. Ketangguhan atau *toughness*

*Toughness* adalah kemampuan material untuk menahan tekukan dan tanpa patah akibat adanya benturan keras.

## 7. Plastisitas

Plastisitas adalah kemampuan material untuk mengalami deformasi permanen tanpa mengalami kerusakan atau pecah. Hal ini menandakan material akan berubah bentuk secara permanen dibawah gaya yang diberikan.

## 8. Duktilitas

Duktilitas adalah kemampuan material untuk meregang dibawah beban tarik yang diberikan tanpa putus atau patah. Duktilitas dihubungkan dengan sifat 'ulet' material yang menggabungkan sifat plastisitas dengan kuat tarik.

## 9. *Brittleness*

*Brittleness* adalah kecenderungan material untuk patah ketika diberikan beban kejut atau pukulan.

## 10. *Creep*

*Creep* adalah deformasi lambat dan permanen yang terjadi jika suatu bagian material mengalami tekanan konstan pada suhu tinggi dalam jangka waktu yang lama.





### 11. *Fatigue*

*Fatigue* adalah kegagalan material dibawah beban siklik. Hal initerjadi ketika suatu bagian material mengalami tegangan berulang atau berfluktuasi, fraktur dapat terjadi dibawah tegangan yang nilai maksimumnya kurang dari kekuatan tarik.

### 12. Sifat lunak atau *malleability*

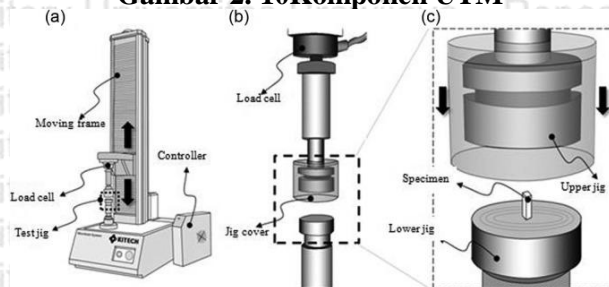
*Malleability* adalah kemampuan material untuk digulung, diratakan atau dipukul hingga menjadi lembaran tipis tanpa mengalami keretakan dengan pengerjaan dibawah temperattur panas ataupun dingin.

## 2.12 Modulus elastisitas

Modulus elastisitas adalah sifat material yang menggambarkan kekakuan yang diukur dari kemiringan linear elastis dari grafik tegangan regangan. (Anusavice et al., 2013). Semakin tinggi nilai modulus elastisitas maka semakin rendah deformitas elastis dan semakin kaku material tersebut. Hal ini disebabkan karena nilai modululs elastisitas berbanding lurus dengan tegangan yang diberikan (Orsi et al., 2012; Rizani & Nasution, 2019).

Tegangan, regangan dan modulus elastisitas material diperoleh dari uji kompresi dengan menggunakan alat *Universal Testing Machines* (UTM). Alat ini terdiri dari lima komponen utama, yaitu: Frame utama (*main frame*), sistem penggerak (*drive system*), *movable crosshead*, sel beban (*load cell*), dan indikator digital (gambar a). Komponen utama ini terbuat dari baja tahan karat kecuali beberapa elemen seperti roda yang terbuat dari perunggu (Huerta et al., 2010).

**Gambar 2. 10**Komponen UTM



Sumber: Chun et al., 2014



Saat melakukan uji kompresi, sel beban dipasang di jig atas dari sistem beban untuk mengukur beban (gambar b). Setelah spesimen yang akan diuji dipersiapkan, tampatkan spesimen pada jig bawah untuk uji kompresi (gambar c). Selanjutnya jig atas dipindahkan ke jig bawah. Dalam uji kompresi, kecepatan permuatan ditetapkan pada 0,1 mm/menit. Perpindahan dan gaya diatur ulang ketika gaya yang diukur telah mencapai 0,05 N (Chun et al., 2014).

Tegangan ( $\sigma$  dalam MPa) dan regangan ( $\epsilon$  dalam %) dihitung dengan menggunakan persamaan (1) dan (2) untuk menghitung nilai modulus elastisitas melalui persamaan (3)

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (1)$$

$$\epsilon = \frac{\lambda}{l} \quad (2)$$

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (3)$$

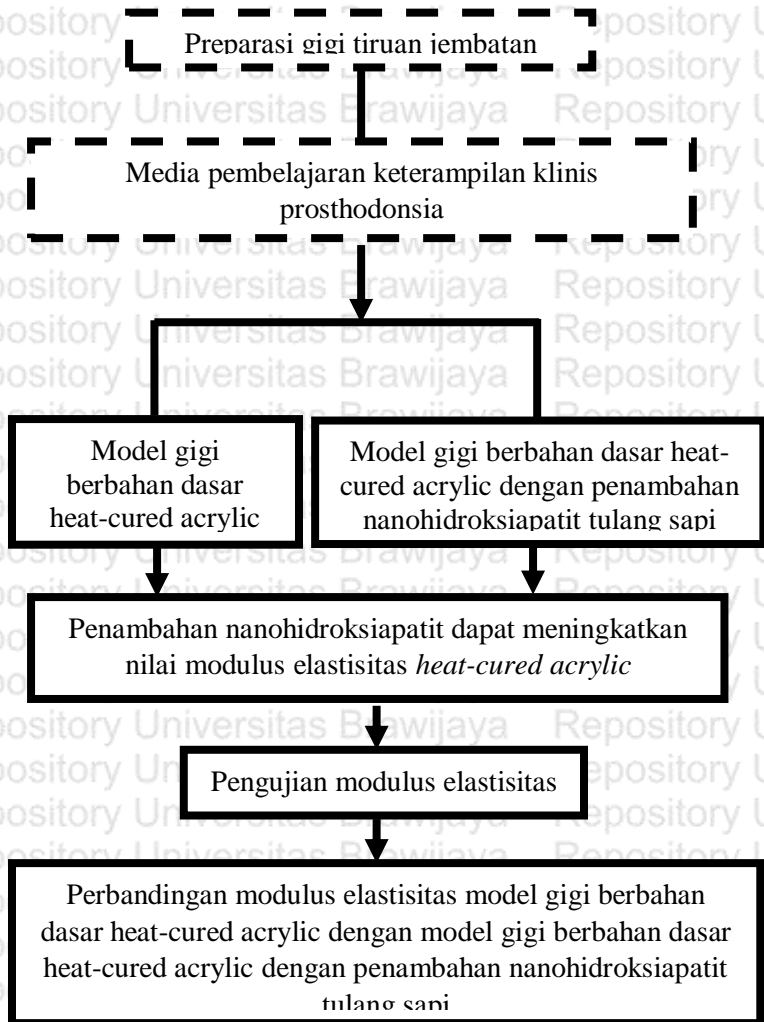
Dengan keterangan  $\sigma$  adalah tegangan (*compressive stress*), P adalah gaya yang bekerja, A adalah luas penampang spesimen,  $\epsilon$  adalah regangan,  $\lambda$  adalah perubahan panjang yang didapat dari pengurangan panjang akhir dengan panjang awal, dan l adalah panjang awal, dan E adalah nilai modulus elastisitas (Chun et al., 2014)



## BAB III

### KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS

#### 3.1 Kerangka konsep



**Gambar 3. 1 Diagram Kerangka Konsep Penelitian**





Keterangan:



: Variabel yang tidak diteliti

: Variabel yang diteliti

Saat ini, proses pembelajaran keterampilan klinis prosthodontia bagi mahasiswa kedokteran gigi terutama dalam pembuatan gigi tiruan jembatan masih menggunakan model gigi buatan pabrik. Model gigi buatan pabrik terbuat dari plastik dan umum diperjualbelikan di Indonesia. Mahasiswa berlatih preparasi enamel gigi penyangga dengan menggunakan model gigi buatan pabrik.

Pada saat proses preparasi enamel gigi penyangga, keterampilan operator yang didapat sejak menempuh pendidikan dokter gigi dan sifat mekanik enamel sendiri memiliki peranan penting. Dari penelitian terdahulu, diketahui bahwa mahasiswa melakukan preparasi gigi penyangga yang lebih buruk pada pasien dibandingkan pada model gigi.

Pada penelitian yang dilakukan oleh Ramadhana tahun 2019, melakukan perbandingan sifat mekanik enamel, model gigi buatan pabrik dan model gigi berbahan dasar *self-cured acrylic*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa sifat mekanik model gigi buatan pabrik dan model gigi berbahan dasar *self-cured acrylic* masih mendekati sifat mekanik enamel namun, belum sama dengan sifat mekanik enamel.

Berdasarkan pemaparan diatas penulis ingin melakukan inovasi dari penelitian sebelumnya dengan menggunakan bahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit yang diharapkan dapat memiliki sifat mekanik yang sama dengan gigi asli. Pada penelitian ini penulis hanya membandingkan sifat mekanik modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* ditambah nanohidroksiapatit tulang sapi.

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi sehingga dapat dijadikan media pembelajaran keterampilan klinis prosthodontia baru yang memiliki modulus elastisitas mendekati gigi asli. Apabila hipotesis penulis terbukti benar, maka penelitian ini akan memberikan manfaat praktis



yang besar dan berguna untuk meningkatkan kualitas calon dokter gigi.

### 3.2 Hipotesis

Terdapat perbedaan signifikan antara modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi.



## BAB IV

### METODE PENELITIAN

#### 4.1 Desain Penelitian

Desain penelitian ini adalah *true experimental design* dengan rancangan penelitian *post test only control group design*. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi terhadap modulus elastisitas *heat cured acrylic* sebagai bahan dasar model gigi.

#### 4.2 Sampel Penelitian

##### 4.1.1 Kriteria Sampel

Sampel pertama penelitian ini adalah *acrylic cylinder* yang dibuat dari bahan *heat-cured acrylic* sebagai kelompok kontrol. Sampel kedua, ketiga, dan keempat adalah *acrylic cylinder* yang dibuat dari bahan *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi dengan persentase 2%, 5%, dan 8% sebagai kelompok eksperimen. Masing-masing sampel dipreparasi dengan ukuran 6x3 mm (ADA Specification no. 12).

##### A. Kriteria Inklusi

*Acrylic cylinder* yang dibuat dari *heat-cured acrylic* yang memiliki permukaan rata dan sesuai ukuran.

##### B. Kriteria Eksklusi

*Acrylic cylinder* yang dibuat dari *heat-cured acrylic* yang mengalami porositas, retak dan rusak.

##### 4.1.2 Jumlah Sampel

Jumlah sampel penelitian ini dihitung dengan menggunakan rumus Federerr (1977) sebagai berikut:

$$(n-1)(t-1) \geq 15$$

$$(n-1)(4-1) \geq 15$$





$$3n-3 \geq 15$$

$$3n \geq 18$$

$$n \geq 6$$

Keterangan:

n = Jumlah pengulangan

t = jumlah kelompok perlakuan

Berdasarkan hasil perhitungan, jumlah sampel yang dibutuhkan pada penelitian ini adalah 24 sampel yang terdiri dari 6 sampel *acrylic cylinder* berbahan dasar *heat-cured acrylic* dan masing-masing 6 sampel *acrylic cylinder* yang dibuat dari bahan *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi dengan persentase 2%, 5%, dan 8%. Perlakuan pada kelompok hanya satu, yaitu pengujian modulus elastisitas setiap kelompok sampel yang disediakan.

## 4.2 Variabel Penelitian

### 4.2.1 Variabel Bebas

1. *Heat-cured acrylic* tanpa penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi (Kontrol)
2. *Heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi 2%, 5%, 8%.

### 4.2.2 Variabel Terikat

Variabel terikat penelitian ini adalah modulus elastisitas.

## 4.3 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilakukan pada bulan Juli-Desember 2021. Penelitian ini dilakukan di beberapa tempat:

1. Furnace dan FTIR dilakukan di Laboratorium Sentral Mineral & Material Maju FMIPA, Universitas Malang
2. PSA di Laboratorium Mineral Maju FSAD, ITS Surabaya
3. *Ball Milling* dan *Universal Testing Machine* dilakukan di Laboratorium Nanomaterial Teknik Mesin, Politeknik Negeri Malang



4. *Magnetic Stirrer* dilakukan di Laboratorium Oral Biologi FKG, Universitas Brawijaya

#### 4.4 Alat dan Bahan Penelitian

##### 4.4.1 Alat Penelitian

1. Baskom;
2. Sikat;
3. Panci;
4. Presto;
5. Kompor gas;
6. Penjepit dapur;
7. Pisau;
8. Krusibel 200 ml;
9. Mortar dan alu;
10. *Beaker glass* 1000 ml;
11. *Glass* ukur;
12. Tabung Erlenmeyer 100 ml dan 200 ml;
13. Spatula logam;
14. Electric furnace;
15. *Magnetic stirrer*;
16. *Hot plate electric*;
17. Pipet kaca;
18. *Stopwatch*;
19. Kertas saring *whatman* no. 41;
20. *Ball mill*;
21. Ayakan 200 mesh dan 400 mesh;
22. Timbangan digital;
23. *Spectrophotometer* (FTIR);
24. *Particle size analyser* (PSA);
25. Kuvet;
26. Mangkuk karet;
27. Spatula gips;
28. Vibrator;
29. Alat pres hidrolik;
30. Master model silinder dengan ukuran 6x3 mm;
31. Cetakan *heat-cured acrylic*;
32. Spatula semen;
33. Pisau model;
34. Alat press portable;



35. Botol vial;
36. *Universal testing machine*;
37. Pinset;
38. Jangka sorong;
39. Kalkulator;
40. Alat tulis

#### 4.4.2 Bahan Penelitian

1. Tulang korteks femur sapi;
2. Air ;
3. *Aquades*;
4. *Aquabides*;
5. *Diammonium fosfat*  $(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$ ;
6. Gypsum tipe 2;
7. Vaseline;
8. CMS;
9. *Heat-cured acrylic* sewarna gigi *Bright®*;
10. *Cellopan sheet*;
11. Stiker label;
12. Alkohol 70%;
13. Tissue



## 4.5 Definisi Operasional

**Tabel 4. 1 Definisi Operasional**

Jenis Variabel	Variabel	Definisi	Alat Ukur	Skala Ukur
Variabel Bebas	<i>Acrylicylinder</i> berbahan <i>heat-cured acrylic</i>	<i>Acrylicylinder</i> yang terbuat dari <i>heat-cured acrylic</i> dengan tinggi 6 mm dan diameter 3 mm	-	-
	<i>Acrylicylinder</i> berbahan <i>heat-cured acrylic</i> dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi sebanyak 2%	<i>Acrylicylinder</i> yang terbuat dari bahan dasar <i>heat-cured acrylic</i> dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi sebanyak 2% dengan tinggi 6 mm dan diameter 3 mm.	-	-
	<i>Acrylicylinder</i> berbahan <i>heat-cured acrylic</i> dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi sebanyak 5%	<i>Acrylicylinder</i> yang terbuat dari bahan dasar <i>heat-cured acrylic</i> dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi sebanyak 5% dengan tinggi 6 mm dan diameter 3 mm.	-	-
	<i>Acrylicylinder</i> berbahan	<i>Acrylicylinder</i> yang terbuat dari bahan dasar <i>heat-</i>	-	-



	<i>heat-cured acrylic</i> dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi sebanyak 8%	<i>cured acrylic</i> dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi sebanyak 8% dengan tinggi 6 mm dan diameter 3 mm		
Variabel terikat	Modulus elastisitas	Sifat mekanik material yang menggambarkan kekakuan	<i>Universal Testing Machine</i>	Rasio

## 4.6 Prosedur Penelitian

### 4.6.1 Sintesis Hidroksiapatit Tulang Sapi

1. Meyiapkan femur sapi dewasa (usia 2-3 tahun) sebanyak 1 Kg
2. Mencuci tulang sapi untuk membersihkan jaringan dan zat yang menempel pada permukaan.
3. Merebus tulang sapi pada air mendidih selama lima jam untuk menghilangkan tendon dan sumsum kemudian cuci tulang tersebut.
4. Melanjutkan perebusan pada presto selama 45 menit untuk menghilangkan lemak dan membuat tulang sapi rapuh kemudian mencuci tulang tersebut.
5. Mengulang langkah nomor empat sebanyak tiga kali.
6. Menghilangkan zat-zat organik yang menempel dengan cara mengeringkan tulang sapi dibawah sinar matahari sehingga tidak terbentuk jelaga.
7. Memotong tulang menjadi bentuk kubus dengan volume  $\pm 1 \text{ cm}^3$ .

8. Melakukan proses pengeringan hingga warna tulang sapi menjadi putih kekuningan.

**Gambar 4. 2 Tulang Sapi Setelah Dikeringkan**



**Sumber: Dokumentasi Pribadi Penulis**

9. Menyiapkan tulang sapi yang telah melalui proses sebelumnya sebanyak 800 gr didalam mangkuk porcelain
10. Melakukan proses kalsinasi dengan menggunakan *electric furnace* pada suhu 900°C selama dua jam dengan heating rate 5°C permenit dan dinginkan pada suhu ruang. Kalsium oksida diekstraksi dari tulang untuk membuang karbon dalam bentuk CO<sub>2</sub> dari kalsium karbonat tulang sapi (Hilmi et al., 2011).
11. Menggerus kalsium oksida sebanyak 240 gr menggunakan mortal dan alu hingga menjadi serbuk.





**Gambar 4. 2 Penghalusan Tulang Sapi**



**Sumber: Dokumentasi Pribadi Penulis**

12. Melarutkan kalsium oksida dengan aquades didalam beaker glass dengan perbandingan massa kalsium oksida terhadap aquades adalah 2:3, yaitu 240 gram kalsium oksida dan 360 ml aquades
13. Melakukan presipitasi dengan perbandingan larutan diamonium fosfat terhadap larutan kalsium oksida sebanyak 1:10. Menambahkan 36 ml diamonium fosfat kedalam larutan kalsium oksida tetes demi tetes sambil diaduk menggunakan *magnetic stirrer* pada suhu 70°C dengan kecepatan 300 ppm selama empat jam
14. Mendinginkan larutan selama 24 jam hingga terbentuk endapan putih hidroksiapatit.

**Gambar 4. 3 Endapan Hidroksiapatit**



**Sumber: Dokumentasi Pribadi Penulis**

15. Menyaring hidroksiapatit dengan kertas whatman no. 41 lalu cuci dengan alkohol 70%. Serbuk basah hidroksiapatit disimpan didalam mangkuk porcelain.
16. Melakukan kalsinasi dengan suhu 775°C selama 3 jam dengan *heating rate* 5°C/menit untuk menghasilkan biokeramik hidroksiapatit (Assyarifah, 2021)

#### **4.6.2 Uji Karakterisasi Hidroksiapatit Tulang Sapi**

##### **A. FTIR**

1. Melakukan uji struktur komponen material menggunakan FTIR *spektrofotometer* untuk memastikan bahwa material yang dihasilkan adalah hidroksiapatit.
2. Menganalisis 0,5 gram hidroksiapatit menggunakan alat FTIR beremerek Shimadzu Type IR Prestige 21.
3. Membaca puncak spectrum yang dihasilkan *spektrofotometer* FTIR dan membandingkan dengan puncak spectrum gugus-gugus fungsi hidroksiapatit.

##### **B. PSA**

1. Melakukan uji distribusi ukuran partikel menggunakan PSA untuk menganalisis distribusi hidroksiapatit.



2. Melarutkan hidroksiapatit 0,02 gram kedalam 100 ml akuabides (Assyarifah, 2021)
3. Mengaduk larutan menggunakan *magnetic stirrer* selama 150 menit dengan suhu 30°C.
4. Menganalisis sampel menggunakan alat Malvren Zeta Sizer Nano Series (PSA) dengan merek Malvren

#### 4.6.3 Preparasi Nanohidroksiapatit Tulang Sapi

1. Mempersiapkan serbuk hidroksiapatit yang telah diproses sebelumnya untuk dilakukan reduksi ukuran partikel menjadi skala nano.
2. Melakukan proses milling menggunakan menggunakan 28 bola dengan ukuran berbeda, yaitu diameter 14 mm, 16 mm, 18 mm, 22 mm dengan kecepatan 300 rpm selama sepuluh jam kemudian serbuk hidroksiapatit diayak dengan ayakan 200 mesh sehingga didapatkan partikel hidroksiapatit dibawah 100 nm.
3. Melakukan uji distribusi ukuran partikel menggunakan PSA untuk menganalisis ukuran dan distribusi nanohidroksiapatit (Assyarifah, 2021).
4. Pada penelitian ini dilakukan dua kali percobaan. Percobaan pertama, sampel diayak dengan menggunakan ayakan 200 mesh. Hasil uji PSA didapatkan ukuran hidroksiapatit yang sangat besar, yaitu 400-500 nm. Percobaan kedua dilakukan dengan mengganti ayakan 200 mesh menjadi 400 mesh. Hasil uji PSA didapatkan ukuran hidroksiapatit berkisar 60 nm.





#### 4.6.4 Produksi Sampel

##### A. Cetakan *Heat-Cured Acrylic*

1. Manipulasi gips tipe 2 dengan perbandingan air dan gips 100ml: 200 gram. Mengaduk gips didalam mangkuk karet dengan spatula selama 30 detik hingga homogen.
2. Menuangkan adonan gips kedalam kuvet bagian bawah sambil digetarkan diatas vibrator.
3. Meletakkan master plastik berbentuk silindris dengan diameter 3 mm dan tinggi 6 mm yang telah diolesi vaselin pada adonan gips dalam kuvet sampai permukaan master plastik dan gips menyatu. Menunggu gips setting selama 15-20 menit.
4. Mengoleskan permukaan gips dan master plastik dengan vaselin.
5. Memasang kuvet bagian atas dan mengisi kuvet bagian atas dengan gips hingga mencapai puncak kuvet kemudian tutup kuvet dan pres selama 5 menit sampai kuvet atas dan bawah berkontak rapat dan tunggu hingga setting.
6. Membuka kuvet bagian atas dan bawah kemudian mengeluarkan master sehingga didapatkan cetakan.

**Gambar 4. 4 Master**



**Sumber: Dokumentasi Pribadi Penulis**



7. Sisa vaselin dibersihkan dan cetakan diolesi dengan CMS (Shafira, 2020).

### B. Sampel *Heat-cured acrylic*

1. Mempersiapkan cetakan *heat-cured acrylic* yang telah dibuat sebelumnya
2. Mengulasi CMS pada cetakan
3. Manipulasi polimer dan monomer didalam mangkuk porcelain dengan ratio P/W (powder/water) 3: 1 hingga homogen

### Gambar 4. 5 Manipulasi Polimer dan Monomer



### Sumber: Dokumentasi Pribadi Penulis

4. Menutup mangkuk porcelain hingga *heat-cured acrylic* mencapai *dough stage*.
5. Menuangkan adonan *heat-cured acrylic* kedalam cetakan.
6. Menambahkan sedikit monomer dan meletakkan *cellopane sheet* diatas permukaan kuvet bawah. Memasang kuvet bagian atas dan tekan menggunakan alat pres hidrolik
7. Melakukan *press I* menggunakan alat pres hidrolik dengan tekanan 900 psi.
8. Memisahkan kedua sisi kuvet, melepas *cellopane sheet*, dan membersihkan kelebihan akrilik dengan pisau model

9. Memasang kembali *cellophane sheet* dan kuvet bagian atas kemudian melakukan *press II* dengan tekanan 1200 psi
10. Memisahkan kedua sisi kuvet, melepas *cellophane sheet*, dan membersihkan kelebihan akrilik dengan pisau model
11. Memasang kembali kuvet bagian atas dan melakukan *press III* dengan tekanan 1500 psi
12. Meletakkan kuvet pada alat pres portable dan menguncinya dengan kekuatan maksimal
13. Merebus air hingga mendidih dan memasukkan kuvet beserta alat pres portable kedalam panci dan tunggu hingga mendidih kembali. Setelah mendidih matikan api dan biarkan kuvet dan alat press tetap berada didalam panci hingga suhu air menjadi normal kembali.

**Gambar 4. 6** Proses Curing



**Sumber: Dokumentasi Pribadi Penulis**

14. Membuka kuvet dan mengeluarkan hasil cetakan sehingga diiperoleh akrilik *cylinder* (Abdillah, 2019).

### **C. Sampel *Heat-Cured Acrylic* dengan Penambahan Nanohidroksiapatit Tulang Sapi**

1. Menghitung massa total *heat-cured acrylic*





- Menghitung perbandingan campuran *powder* dan *liquid heat-cured acrylic*, dengan perbandingan 3:1, yaitu 9 gram *powder* : 3 ml *liquid*
- Mengonversi satuan *liquid* menjadi massa (gram)  

$$\text{Volume} \times \text{Massa Jenis} = \text{Massa (gram)}$$

$$3 \text{ ml} \times 0,962 \text{ (Massa jenis MMA)} = 2,886 \text{ gram}$$
- Perbandingan P : L *heat-cured acrylic* setelah konversi satuan *liquid* adalah 9 gram *powder* : 2,886 gram *liquid*
- Massa total *heat-cured acrylic* (9 gram *powder* + 2,886 gram *liquid*) = 11,886 gram.

2. Menghitung penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi 2%, 5%, dan 8%

- **Penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi 2% dengan rumus:**

$$\frac{\% \text{ penambahan HAP}}{\% \text{ heat - cured acrylic}} \times \text{m. total acrylic} = \text{m. penambahan HAP}$$

$$\frac{2}{98} \times 11,886 = 0,242 \text{ gram}$$

Massa total campuran *heat-cured acrylic* murni + nanohidroksiapatit tulang sapi 2 % = 11,886 + 0,242 gram = 12,128 gram

- **Penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi 5% dengan rumus:**

$$\frac{\% \text{ penambahan HAP}}{\% \text{ heat - cured acrylic}} \times \text{m. total acrylic} = \text{m. penambahan HAP}$$



$$\frac{5}{95} \times 11,886 = 0,625 \text{ gram}$$

Massa total campuran *heat-cured acrylic* murni + nanohidroksiapatit tulang sapi 5 % = 11,886 + 0,625 gram  
= 12,511 gram

- **Penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi 8% dengan rumus:**

$$\frac{\% \text{ penambahan HAP}}{\% \text{ heat - cured acrylic}} \times \text{m. total acrylic} = \text{m. penambahan HAP}$$

$$\frac{8}{92} \times 11,886 = 1,033 \text{ gram}$$

Massa total campuran *heat-cured acrylic* murni + nanohidroksiapatit tulang sapi 8 % = 11,886 + 1,033 gram  
= 12,919 gram

3. Mempersiapkan 9 gram *powder heat-cured acrylic* didalam masing-masing tabung reaksi yang akan diberi penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi 2%, 5%, dan 8%.
4. Mempersiapkan bubuk nanohidroksiapatit 2%, 5%, dan 8% sesuai massa yang telah dihitung sebelumnya kemudian campurkan kedalam tabung reaksi berisi *powder heat-cured acrylic*.
5. Kedua bahan dicampur dengan menggunakan alat *vertex* dengan kecepatan 2500 rpm selama 3 menit (Assyarifah, 2021)



#### Gambar 4. 7 Pencampuran Bahan Dengan Alat Vertex



Sumber: Dokumentasi Pribadi Penulis

6. Menyiapkan cetakan *heat-cured acrylic* yang telah dibuat sebelumnya dan mengulangi larutan CMS
7. Manipulasi *powder* dan *liquid* didalam mangkuk porcelain dengan cara yang sama seperti manipulasi *heat-cured acrylic*.
8. Melanjutkan proses curing seperti yang dilakukan pada sampel *heat-cured acrylic*.

#### 4.6.5 Preparasi Sampel

1. Mempersiapkan *acrylic cylinder* dari keempat kelompok sampel, yaitu 6 sampel *acrylic cylinder* berbahan dasar *heat-cured acrylic* dan masing-masing 6 sampel *acrylic cylinder* yang dibuat dari bahan *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi dengan persentase 2%, 5%, dan 8%.
2. Merendam sampel yang telah dipreparasi kedalam cairan aquades didalam inkubator dengan suhu 37°C selama 48 jam untuk menghilangkan monomer sisa yang tidak terpolimerisasi (Oleiwi & Hamad, 2018).

#### 4.6.6 Pengujian Modulus Elastisitas Sampel

Pengujian modulus elastisitas dilakukan dengan alat *Universal Testing Machine* (UTM) dengan





akurasi operasi  $\pm 0,5 \%$  untuk uji kompresi. Pengujian dilakukan pada sampel *heat-cured acrylic* (kontrol) dan sampel *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit 2%, 5% dan 8% secara berurutan. Prosedur pengujian modulus elastisitas meliputi:

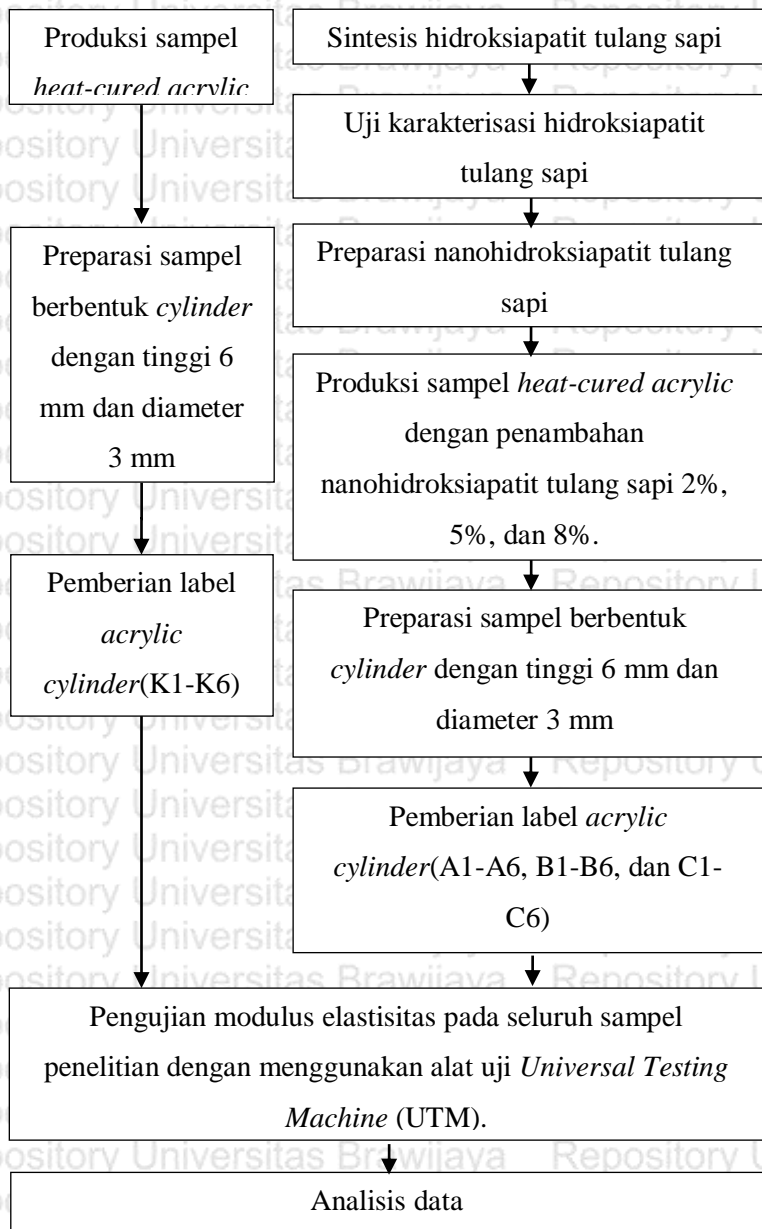
- a. Meletakkan material sampel pada jig bawah (*lower plate*) pada mesin UTM dengan posisi tegak.
- b. Mengatur kecepatan penurunan jig atas, yaitu 0,1 mm/menit.
- c. Menekan tombol start kemudian mesin secara otomatis akan memberikan gaya tekan mulai dari tekanan minimal hingga maksimal pada sampel hingga sampel hancur.
- d. Nilai yang dihasilkan dari proses pengujian modulus elastisitas akan muncul pada *digital indicator*. Kemudian hasil pengamatan akan dicatat dan disubstitusi pada perhitungan nilai modulus elastisitas.

#### Gambar 4. 8 Proses Uji Modulus Elastisitas



Sumber: Dokumentasi Pribadi Penulis

#### 4.7 Kerangka Operasional Penelitian



**Gambar 4. 9 Diagram Alur Penelitian**



#### 4.8 Analisis Data

Analisis yang akan dilakukan pada penelitian ini adalah uji normalitas, uji homogenitas dan Uji komparasi. Uji normalitas dilakukan untuk mengetahui apakah data yang didapatkan berdistribusi normal atau tidak. Terdapat dua macam cara untuk uji normalitas, yaitu pengujian *Shapiro Wilk* dan *Kolmogorov Smirnov*. Pada penelitian ini uji normalitas menggunakan metode *Shapiro Wilk* karena sampel yang digunakan  $< 50$ . Uji homogenitas digunakan untuk menguji apakah varian data sampel homogen atau tidak. Uji homogenitas yang digunakan pada penelitian ini adalah *levene statistic test*.

Uji komparasi yang akan dilakukan adalah *Oneway anova* atau *Kruskal-Wallis*. *Oneway anova* merupakan teknik analisis yang digunakan untuk menguji perbedaan rerata tiga kelompok sampel atau lebih dengan jenis variable *independent*. Analisis ini dilakukan setelah melakukan uji normalitas. Apabila data yang didapatkan berdistribusi normal maka akan dilanjutkan dengan analisis *Oneway anova*, tetapi jika data yang didapatkan berdistribusi tidak normal maka akan dilanjutkan dengan analisis *Kruskal Walis*.





## BAB V

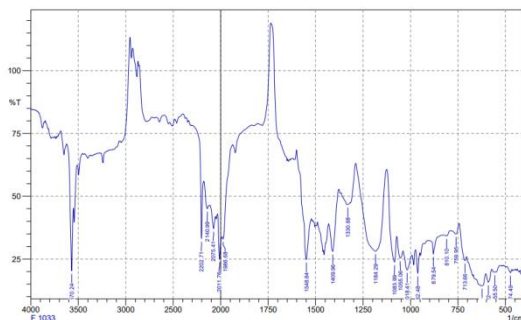
### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 5.1 Hasil Uji Karakterisasi

Sampel penelitian yang telah disintesis dari femur tulang sapi menghasilkan serbuk putih keabuan yang kemudian dilakukan uji karakterisasi dengan FTIR (*Fourier Transform Infrared*) yang bertujuan untuk melihat apakah terdapat gugus hidroksiapatit yang terbentuk pada sampel dan PSA (*Particle Size Analyzer*) yang bertujuan untuk mengetahui distribusi ukuran partikel pada sampel.

##### 5.1.1 Hasil Uji FTIR

*Fourier Transform Infra Red Spektroskopi* (FTIR) adalah suatu metode fenotipik yang mengkuantifikasi penyerapan cahaya IR yang memberikan informasi kualitatif terhadap senyawa yang terdapat didalam sampel. Spektrum IR mengonfirmasi keberadaan senyawa sampel melalui panjang gelombang gugus fungsi suatu senyawa yang terbaca ketika proses uji. Senyawa hidroksiapatit  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  memiliki gugus fungsi OH<sup>-</sup> dan  $\text{PO}_4^{3-}$  yang keberadaannya teridentifikasi berdasarkan panjang gelombang yang dihasilkan ketika proses uji FTIR.



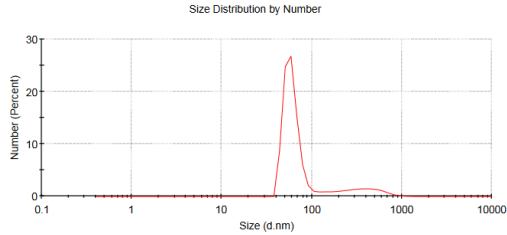
**Gambar 5. 1 Grafik Puncak Sprektrum Gugus Fungsi**

Berdasarkan grafik hasil uji FTIR pada gambar 5.1 dapat diidentifikasi gugus fungsi O-H dengan puncak *wavelength* 3650-2400 pada *peak* nomor 22



yaitu  $3570.24^{-1} \text{ cm}$  berupa *medium band*. Gugus fungsi P=O dan P-O pada ion  $\text{PO}_4^{3-}$  diidentifikasi pada puncak *wavelength*  $1300\text{-}725 \text{ cm}^{-1}$  dengan *peak* nomor 6-13, yaitu 759.95, 810.1, 879.54, 962.48, 1018.41, 1055.06, 1083.99, 1184,29 berupa *medium-strong band*.

### 5.1.2 Hasil Uji PSA



### Gambar 5. 2 Grafik Distribusi Ukuran Partikel

*Particle Size Analyser* (PSA) digunakan untuk menguji/mengukur distribusi ukuran partikel. Sebelum dilakukan pengujian PSA, serbuk nanohidroksiapatit diberi perlakuan pendahuluan berupa pelarutan pada media cair aquabides sebagai pendispersi. Untuk mendapatkan larutan nanohidroksiapatit digunakan perbandingan 100 ml aquabides dengan 0,02 gram hidroksiapatit yang dilarutkan kedalamnya (Malvern Instrument Limited, 2012). Berdasarkan grafik hasil uji PSA pada gambar 5.2 didapatkan ukuran partikel hidroksiapatit memiliki ukuran rata-rata 60,02 nm sebanyak 84,8% yang dapat dikategorikan sebagai nanohidroksiapatit.

## 5.2 Hasil Penelitian

Penelitian ini bertujuan mengetahui perbandingan modulus elastisitas *heat-cured acrylic* dan modulus elastisitas *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi. Sampel penelitian ini berjumlah 24 sampel yang terdiri dari 4 kelompok sampel. Kelompok pertama terdiri dari 6 *acrylic* silinder berbahan *heat-cured acrylic*. Kelompok kedua terdiri dari 6 *acrylic* silinder berbahan *heat-cured acrylic* dengan penambahan 2%

nanohidroksiapatit tulang sapi. Kelompok ketiga terdiri dari 6 acrylic silinder berbahan *heat-cured acrylic* dengan penambahan 5% nanohidroksiapatit tulang sapi. Kelompok keempat terdiri dari 6 acrylic silinder berbahan *heat-cured acrylic* dengan penambahan 8% nanohidroksiapatit tulang sapi.

Pada seluruh sampel dilakukan pengujian nilai modulus elastisitas menggunakan *universal testing machine*. Nilai tersebut menunjukkan gaya yang dapat ditahan suatu bahan atau tegangan dalam satuan kgf dan perubahan panjang sampel sebelum dan sesudah pengujian ( $\Delta l$ ). Hasil yang didapatkan dari uji modulus elastisitas adalah sebagai berikut.

Sampel	$\sigma$ (MPa)	$\Delta l$ (□□)	$\epsilon$	E (Mpa)	Rerata E (Mpa)
K1	31,90	0,66	0,11	290	293,80 ± 58,10
K2	29,96	0,66	0,11	272,36	
K3	28,57	0,44	0,07	408,14	
K4	34,09	0,88	0,14	243,5	
K5	30,75	0,66	0,11	279,54	
K6	37,70	0,88	0,14	269,28	

**Tabel 5.1 Nilai Modulus Elastisitas pada Sampel Berlabel K**

Sampel	$\sigma$ (MPa)	$\Delta l$ (□□)	$\epsilon$	E (Mpa)	Rerata E (Mpa)
A1	59,08	0,66	0,14	422	513,33 ± 67,54
A2	61,58	0,66	0,11	559,81	
A3	56,03	0,66	0,11	509,36	
A4	63,52	0,66	0,11	557,45	
A5	60,75	0,88	0,14	433,92	
A6	63,52	0,66	0,11	577,45	

**Tabel 5.2 Nilai Modulus Elastisitas pada Sampel Berlabel A**

Sampel	$\sigma$ (MPa)	$\Delta l$ (□□)	$\epsilon$	E (Mpa)	Rerata E (Mpa)
B1	71,57	0,66	0,11	650,63	764 ± 216,36
B2	77,26	0,88	0,14	551,85	
B3	83,22	0,88	0,14	594,42	
B4	74,34	0,44	0,07	1.062	



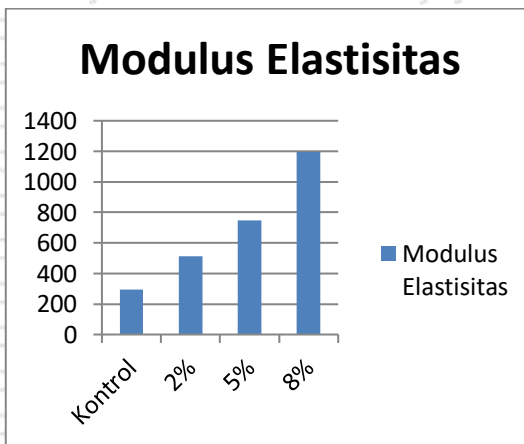
B5	79,47	0,66	0,11	722,45
B6	70,18	0,44	0,07	1.002,57

**Tabel 5.3 Nilai Modulus Elastisitas pada Sampel Berlabel B**

Sampel	$\sigma$ (MPa)	$\Delta l$ (□□)	$\epsilon$	E (Mpa)	Rerata E (Mpa)
C1	90,43	0,44	0,07	1.291,85	1.196 ± 203.59
C2	101,53	0,66	0,11	923	
C3	92,37	0,44	0,07	1.319,57	
C4	97,09	0,44	0,07	1,387	
C5	104,58	0,66	0,11	950,72	
C6	91,27	0,44	0,07	1.303,85	

**Tabel 5.4 Nilai Modulus Elastisitas pada Sampel Berlabel C**

Data nilai tegangan yang didapat dalam hasil uji kuat tekan dikonversikan kedalam satuan  $N/mm^2$  atau MPa. Angka-angka yang didapatkan tersebut dimasukkan kedalam rumus persamaan modulus elastisitas sehingga didapatkan nilai modulus elastisitas sampel dengan satuan  $N/mm^2$  atau MPa. Perbandingan rerata nilai modulus elastisitas antar kelompok sampel disajikan dalam grafik 5.1



**Grafik 5.1 Grafik Rerata Nilai Modulus Elastisitas Tiap Sampel**



### 5.3 Analisis Data

Analisis data penelitian ini menggunakan uji normalitas *Saphiro-Wilk*, Uji homogenitas dengan *levene test*, Uji komparasi dengan Uji *Kruskal-Walis* dan Uji *Post HOC Mann Whitney*.

#### 5.3.1 Hasil Uji Normalitas

Uji normalitas data dilakukan dengan menggunakan uji *Saphiro-Wilk* karena sampel penelitian ini berjumlah  $<50$ , yaitu sebanyak 24 sampel. Uji normalitas dilakukan dengan SPSS Versi 22.0 dengan taraf signifikansi 0,05. Data dapat dikatakan berdistribusi normal ketika memiliki nilai signifikansi  $>0,05$  atau  $p>0,05$  dan berdistribusi tidak normal ketika memiliki nilai signifikansi  $<0,05$  atau  $p<0,05$ .

Mudulus Elastisitas	Konsentrasi nano-HPa	Saphiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.
	0% (Kontrol)	.747	6	.019
	2%	.853	6	.168
	5%	.861	6	.194
	8%	.783	6	.041

**Tabel 5.5 Hasil Uji Normalitas *Saphiro-Wilk***

Berdasarkan data diatas, kelompok sampel kontrol memiliki nilai signifikasi sebesar 0,019; kelompok sampel dengan penambahan nanohidroksiapatit 2% memiliki nilai signifikasi sebesar 0,168; kelompok sampel dengan penambahan nanohidroksiapatit 5% memiliki nilai signifikasi sebesar 0,194; dan kelompok sampel dengan penambahan nanohidroksiapatit 8% memiliki nilai signifikasi sebesar 0,041 sehingga dapat dikatakan bahwa nilai uji normalitas tidak terpenuhi dan data tidak berdistribusi normal.

#### 5.3.2 Hasil Uji Homogenitas



Levene statistic	df1	df2	Sig.
1.586	3	20	.224

**Tabel 5.6 Hasil Uji Homogenitas Levene Test**

Uji homogenitas data dilakukan dengan menggunakan uji *Levene*. Uji ini memiliki taraf signifikansi 0,05. Data dapat dikatakan homogen ketika memiliki nilai signifikansi  $>0,05$  atau  $p>0,05$  dan tidak homogen ketika memiliki nilai signifikansi  $<0,05$  atau  $p<0,05$ . Berdasarkan data diatas, nilai modulus elastisitas memiliki signifikansi sebesar 0,224 sehingga dapat dikatakan bahwa data homogen.

### 5.3.3 Hasil Uji *Kruskal-Walis* dan Post HOC

Uji *Kruskal-Walis* dilakukan pada empat kelompok sampel untuk mengetahui apakah terdapat perbedaan modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit. Setelah dilakukan uji *Kruskal-Walis*, dilanjutkan dengan uji *Post HOC Mann Whitney* untuk mengetahui apakah perbedaan modulus elastisitas model gigi tersebut signifikan atau tidak signifikan.

	Modulus Elastisitas
Chi-Square	20.007
df	3
Asymp. Sig.	.000

**Tabel 5.7 Hasil Uji *Kruskal-Walis*.**

Perlakuan	sig	Keputusan
Kontrol-2%	.004	Signifikan
Kontrol-5%	.004	Signifikan
Kontrol-8%	.004	Signifikan
2%-5%	.015	Signifikan
2%-8%	.002	Signifikan
5%-8%	.026	Signifikan

**Tabel 5.8 Hasil Uji Post HOC**



Berdasarkan data diatas, hasil uji *Kruskal-Walis* memiliki nilai signifikansi sebesar 0,000 dan Uji *Post HOC Mann Whitney* memiliki keputusan signifikan sehingga dapat disimpulkan bahwa terdapat perbedaan yang signifikan antara modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit.

#### 5.4 Pembahasan

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui perbandingan modulus elastisitas *heat-cured acrylic* dan modulus elastisitas *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi sebagai bahan dasar model gigi pada pembelajaran keterampilan klinis prostodonsia. Bahan dasar *heat-cured acrylic* yang dipilih memiliki beberapa keunggulan, yaitu murah, estetika yang baik, penyerapan air rendah, dan mudah dimanipulasi. Namun, *heat-cured acrylic* memiliki kekurangan dalam hal porositas yang menyebabkan sifat mekanik modulus elastisitasnya rendah. Nano-HAP dipilih sebagai filler atau bahan tambahan untuk mengisi pori-pori *heat-cured acrylic* karena memiliki kemiripan dengan morfologi dan struktur kristal enamel gigi. Selain itu bahan tulang sapi yang digunakan dalam sintesis nano-HAP memiliki kandungan kalsium yang cukup tinggi, yaitu 85,84%, ketersediaannya melimpah dan mudah didapatkan sehingga dijadikan sebagai bahan dasar untuk sintesis hidroksiapatit.

Proses pembuatan sampel penelitian dilakukan dalam beberapa tahapan besar, yaitu proses sintesis hidroksiapatit dari tulang sapi, uji karakterisasi hidroksiapatit dengan FTIR (*Fourier Transform Infrared*) untuk mengetahui sturuktur komponen material dan PSA (*Particle Size Analyzer*) untuk mengetahui distribusi ukuran material, proses reduksi ukuran hidroksiapatit dengan *ball mill*, uji karakterisasi nano-HPA dengan PSA (*Particle Size Analyzer*), proses pembuatan sampel penelitian, dan proses uji modulus elastisitas.

Pada proses Uji karakterisasi FTIR hidroksiapatit atau  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  didapatkan hasil uji berupa gugus fungsi O-H yang teridentifikasi dengan puncak *wavelength* 3650-2400 pada peak nomor 22 yaitu  $3570.24^{-1}\text{cm}$  berupa *medium band*. Gugus fungsi



P=O dan P-O pada ion  $PO_4^{3-}$  yang teridentifikasi pada puncak *wavelength* 1300-725  $cm^{-1}$  dengan peak nomor 6-13, yaitu 759.95, 810.1, 879.54, 962.48, 1018.41, 1055.06, 1083.99, 1184.29 berupa *medium-strong band*. Hasil uji FTIR ini menunjukkan bahwa gugus fungsi senyawa hidroksiapatit terdapat didalam sampel penelitian. Pada proses karakterisasi PSA didapatkan hasil, sebanyak 84,8% senyawa memiliki ukuran 60,02 nm sehingga dapat dikategorikan kedalam golongan nanohidroksiapatit. Hal ini sejalan dengan pendapat Komiyama tahun 2019 yang menyebutkan bahwa nanomaterial merupakan suatu bahan alami atau buatan yang mengandung partikel dengan rentang ukuran 1-100 nm (Komiyama S., 2019).

Pengujian nilai modulus elastisitas dilakukan dengan menggunakan *Universal Testing Machines* (UTM). Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui deformitas elastis yang terjadi ketika suatu tegangan diberikan. Sampel penelitian berupa *heat-cured acrylic* silinder yang dipreparasi dengan ukuran 6x3 mm sesuai spesifikasi ADA no. 12 untuk uji kuat tekan bahan polimer. Sampel berjumlah 24 buah yang terdiri dari 6 sampel *heat-cured acrylic* silinder murni, 6 sampel *heat-cured acrylic* silinder dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi 2%, 6 sampel *heat-cured acrylic* silinder dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi 5%, dan 6 sampel *heat-cured acrylic* silinder dengan penambahan nanohidroksiapatit tulang sapi 8%. Hasil pengujian ini berupa nilai tegangan dan selisih panjang sebelum dan sesudah pengujian sehingga nilai yang didapatkan dimasukkan kedalam persamaan untuk mendapatkan nilai modulus elastisitas.

Pada penelitian ini digunakan bahan dasar *heat-cured acrylic* murni (K) dan *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit dengan konsentrasi 2% (A), 5% (B), dan 8% (C). Hasil pengujian modulus elastisitas kelompok sampel K memiliki rerata nilai modulus elastisitas 293,80 MPa, kelompok sampel A memiliki rerata nilai modulus elastisitas  $513,33 \pm 67,54$  MPa, Kelompok sampel B memiliki rerata nilai modulus elastisitas 746 MPa dan kelompok sampel C memiliki rerata nilai modulus elastisitas  $1.196 \pm 203,59$  MPa. Rerata nilai modulus elastisitas ini terus meningkat dengan rerata nilai modulus elastisitas tertinggi terdapat pada kelompok sampel C dan terendah terdapat pada kelompok sampel K.





Hasil penelitian ini sejalan dengan penelitian Chondro et al pada tahun 2019 yang meneliti tentang pengaruh penambahan HAP 2%, 5%, dan 10% terhadap porositas *heat-cured acrylic*. Hasil penelitian mengemukakan bahwa penambahan HAP efektif terhadap penurunan porositas dengan penambahan pada konsentrasi 5% merupakan yang paling efektif dalam menurunkan porositas *heat-cured acrylic*. Penambahan HAP 10% juga efektif terhadap penurunan porositas *heat-cured acrylic* namun memiliki tingkat porositas yang lebih tinggi daripada penambahan HAP 5%. Semakin berkurangnya porositas maka semakin rendah deformitas yang akan terjadi sehingga dapat dikatakan bahwa HAP dapat menurunkan porositas dan meningkatkan modulus elastisitas.

Penelitian lain oleh Kusumawardani tahun 2020 yang meneliti tentang pengaruh penambahan hidroksiapatit 2%, 5%, dan 10% terhadap porositas dan *compressive strength* basis resin akrilik *heat-cured*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa penambahan HAP pada *heat-cured acrylic* mampu menurunkan tingkat porositas dan meningkatkan nilai *compressive strength*. Semakin tinggi konsentrasi hidroksiapatit yang ditambahkan maka semakin mampu partikel HAP mengisi porositas yang terbentuk. Porositas yang terisi oleh HAP akan meningkatkan *compressive strength* dan seiring dengan meningkatnya *compressive strength* maka modulus elastisitas *heat-cured acrylic* juga akan meningkat.

Penelitian oleh Dalimunthe tahun 2017 yang meneliti tentang pengaruh penambahan pengisi mikropartikel cangkang telur ayam terhadap sifat mekanik *heat-cured acrylic*. Penelitian dilakukan dengan menggunakan sampel akrilik balok berukuran 80x10x4 mm yang membandingkan modulus elastisitas *heat-cured acrylic* murni dengan modulus elastisitas *heat-cured acrylic* yang diberi filler pengisi berupa mikropartikel cangkang telur ayam dengan konsentrasi 10%, 20% dan 30%. Hasil penelitian menunjukkan bahwa *heat-cured acrylic* murni memiliki nilai modulus elastisitas 1.607 MPa dan *heat-cured acrylic* dengan penambahan filler memiliki nilai modulus elastisitas 2.307, 2.162, dan 2.048 MPa pada konsentrasi 10%, 20% dan 30% secara berurutan.

Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa rerata nilai modulus elastisitas tertinggi terdapat pada kelompok sampel C, yaitu *heat-cured acrylic* dengan penambahan nano-HAP 8% ( $1.196 \pm 203.59$  MPa) dan nilai modulus elastisitas terendah terdapat pada kelompok





sampel K, yaitu *heat-cured acrylic* murni ( $293,80 \pm 58,10$  MPa). Hal ini disebabkan oleh tingginya konsentrasi nano-HAP menyebabkan pori-pori *heat-cured acrylic* lebih terisi dibandingkan dengan konsentrasi 2% atau 5% yang mengakibatkan *heat-cured acrylic* lebih padat dan memiliki nilai modulus elastisitas yang tinggi. Selain itu, ukuran partikel nano-HAP yang halus dapat tercampur dan memiliki respon dinamis dengan powder *heat-cured acrylic* sehingga mampu mengisi pori-pori *heat-cured acrylic*. Namun, nilai modulus elastisitas ini masih lebih rendah jika dibandingkan dengan rentang nilai modulus elastisitas pada penelitian terdahulu, yaitu 1.607 MPa untuk *heat-cured acrylic* murni.

Perbedaan perolehan hasil penelitian ini dengan penelitian sebelumnya dapat disebabkan oleh beberapa faktor diantaranya: Pertama, ukuran dan bentuk sampel yang digunakan. Pada penelitian terdahulu menggunakan sampel akrilik balok berukuran 80x10x4 mm sesuai standard ISO 178:2001 sedangkan penelitian ini menggunakan akrilik silinder berukuran 6x3 mm sesuai standard ADA no. 12 untuk uji kuat tekan bahan polimer. Hal ini dapat menyebabkan perbedaan hasil penelitian saat ini berbeda dengan penelitian terdahulu.

Kedua, uji modulus elastisitas yang digunakan. Pada penelitian terdahulu menggunakan uji *three point bending* sedangkan penelitian ini menggunakan uji kompresi dengan alat *universal testing machine*. Perbedaan uji modulus elastisitas berpengaruh terhadap persamaan yang digunakan untuk menentukan nilai modulus elastisitas sehingga hasil yang didapatkanpun berbeda.

Dewasa ini belum ada ditemukan penelitian tentang pengaruh penambahan nanohidroksiapatit yang disintesis dari tulang sapi terhadap modulus elastisitas *heat-cured acrylic* menggunakan uji kompresi. Sehingga penelitian ini banyak mengadaptasi dari penelitian-penelitian terdahulu berkaitan dengan variasi presentase penambahan nano-HAP, bentuk sampel, dan uji modulus elastisitas yang digunakan. Pada penelitian ini diketahui nilai modulus elastisitas *heat-cured acrylic* dengan penambahan nano-HAP tulang sapi yang dapat dimanfaatkan sebagai rujukan pembuatan model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic*.



Analisis data hasil pengelitan menggunakan uji *Kruskal-Walis* menunjukkan nilai signifikasi sebesar 0,000 dan uji *Post HOC Mann-Whitney* menunjukkan nilai 0,004 sehingga dapat diartikan bahwa terdapat perbedaan yang signifikan antara modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit. Nilai modulus elastisitas tertinggi secara berurutan dimiliki oleh *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit 8%, 5%, 2%, dan *heart-cured acrylic* murni. Sehingga dapat dikatakan bahwa nanohidroksiapatit yang disintesis dari tulang sapi efektif terhadap peningkatan nilai modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic*.



## BAB VI

### PENUTUP

#### 6.1 Kesimpulan

Bersdasarkan hasil penelitian maka dapat disimpulkan:

- i. Nilai rata-rata modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* adalah  $293,80 \pm 58,10$  MPa
- ii. Nilai rata-rata modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit 2% adalah  $513,33 \pm 67,54$  MPa
- iii. Nilai rata-rata modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit 5% adalah  $764 \pm 216,36$ MPa
- iv. Nilai rata-rata modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit 8% adalah  $1.196 \pm 203,59$  MPa
- v. Terdapat perbedaan signifikan antara modulus elastisitas model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan model gigi berbahan dasar *heat-cured acrylic* dengan penambahan nanohidroksiapatit.

#### 6.2 Saran

- a. Pada penelitian ini, nanohidroksiapatit terbukti dapat meningkatkan modulus elastisitas *heat-cured acrylic* namun nilainya masih belum mendekati nilai modulus elastisitas gigi asli sehingga diperlukan penelitian lanjutan mengenai variasi penambahan filler dengan konsentrasi yang lebih besar yang dapat meningkatkan sifat mekanik model gigi yang diharapkan dapat dikembangkan menjadi media baru pembelajaran prostodonsia.
- b. Perlu ditinjau ulang mengenai *treatment* khusus dalam penyimpanan serbuk nanohidroksiapatit agar tidak terjadi penggumpalan serbuk dan stabilitas dimensi tetap terjaga.
- c. Dapat dilakukan penelitian lanjutan dengan menggunakan uji modulus elastisitas *three point bending* karena memiliki hasil yang lebih akurat untuk menentukan nilai modulus elastisitas.





## DAFTAR PUSTAKA

- Abdillah, M. F. R. 2019. Efektifitas Ekstrak Biji Srikaya (*Annona Squamosa* L.) sebagai Bahan Pembersih Gigi Tiruan terhadap Daya Hambat Pertumbuhan *Streptococcus mutans* pada Basis Akrilik Heat Cured. *Skripsi*.
- Aditya Bayu Hanura, Trilaksana, W., & Suptijah, P. 2017. karakterisasi Nanohidroksiapatit Tulang Tuna *Thunnus* sp. sebagai Sediaan Biomaterial. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 53(9), 620.
- Afrizal, G. 2016. Analisa Struktur Mikro Material Substitusi Hidroksiapatit Cangkang Kerang Darah dan Resin Akrilik Bahan Pembuat Gigi untuk Aplikasi Gigi Tiruan. *Jurnal Surya Teknik*, 2(04), 1–9. <https://doi.org/10.37859/jst.v2i04.17>
- Akay, C., & Avukat, E. N. 2019. Effect Of Nanoparticle Addition On Polymethylmethacrylate Resins. *Acta Scientific Dental Sciences*, 3(7), 91–97. <https://doi.org/10.31080/ASDS.2019.03.0577>
- Albert, D. E. 2015. Methods for Verifying Medical Device Cleanliness. In *Developments in Surface Contamination and Cleaning* (Vol. 7). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/b978-0-323-31303-2.00004-2>
- Aldabib, J. M., & Ishak, Z. A. M. 2020. Effect of Hydroxyapatite Filler Concentration on Mechanical Properties of Poly ( Methyl Methacrylate ) Denture Base. *SN Applied Sciences*, 2(March), 732. <https://doi.org/10.1007/s42452-020-2546-1>
- Amalia, V., Hadisantoso, E. P., Hidayat, D., Diba, R. F., Dermawan, M. F., & Tsaniyah, S. W. 2018. Isolasi dan Karakterisasi Hidroksiapatit dari Limbah Tulang Hewan. *Alchemy*, 5(4), 114. <https://doi.org/10.18860/al.v5i4.4705>
- Ang, S. F., Scholz, T., Klocke, A., & Schneider, G. A. 2009. Determination of the elastic/plastic transition of human enamel by nanoindentation. *Dental Materials*, 25(11), 1403–1410. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.06.014>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. 2013. *Philips's Science of Dental Materials*.
- Asmeati, A., & Nur, R. 201). Effect of Recurrent Heating on



Mechanical Properties of Artificial Teeth: A Review. *INTEK: Jurnal Penelitian*, 5(2), 66.

<https://doi.org/10.31963/intek.v5i2.572>

Assyarifah, S. 2021. Pengaruh penambahan Nanohidroksiapatit Tulang Sapi terhadap Kekerasan Model Gigi Berbahan Dasar Self Cured Acrylic sebagai Media Pembelajaran Keterampilan Klinis Prostodonsia. *Skripsi*.

Barabás, R., Czikó, M., Dékány, I., Bizo, L., & Bogy, E. S. 2013. Comparative study of particle size analysis of hydroxyapatite-based nanomaterials. *Chemical Papers*, 67(11), 1414–1423. <https://doi.org/10.2478/s11696-013-0409-6>

Bariyah, N., Pascawinata, A., & Firdaus, F. 2016. Gambaran Karakteristik Scaffold Hidroksiapatit Gigi Manusia Dengan Metode Planetary Ball Mill Menggunakan Uji Scanning Electron Microscope (Sem). *B-Dent, Jurnal Kedokteran Gigi Universitas Baiturrahmah*, 3(2), 131–138. <https://doi.org/10.33854/jbdjbd.69>

Bechtle, S., Habelitz, S., Klocke, A., Fett, T., & Schneider, G. A. 2010. The fracture behaviour of dental enamel. *Biomaterials*, 31(2), 375–384. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2009.09.050>

Bertoli, E., Lawson, K. P., & Bishop, S. S. 2018. Dental Students' Skills Assessments: Comparisons of Daily Clinical Grades and Clinical and Laboratory Assessments. *Journal of Dental Education*, 82(4), 417–423. <https://doi.org/10.21815/jde.018.045>

Bordea, I. R., Candrea, S., Alexescu, G. T., Bran, S., Băciuț, M., Băciuț, G., Lucaciu, O., Dinu, C. M., & Todea, D. A. 2020. Nano-hydroxyapatite use in dentistry: a systematic review. *Drug Metabolism Reviews*, 52(2), 319–332. <https://doi.org/10.1080/03602532.2020.1758713>

Bugaj, T. J., & Nikendei, C. 2016. Practical clinical training in skills labs: Theory and practice. *GMS Zeitschrift Fur Medizinische Ausbildung*, 33(4), 1–21. <https://doi.org/10.3205/zma001062>

Burmeister, C., Titscher, L., Breitung-Faes, S., & Kwade, A. 2018. Dry grinding in planetary ball mills: Evaluation of a stressing model. *Advanced Powder Technology*, 29(1), 191–201. <https://doi.org/10.1016/j.appt.2017.11.001>

Carl, M. 2015. *Dental Implant Prosthetics*.



- Chondro, R. T., K., C. D. N., & Sari, R. P. 2019. *Efektivitas Penambahan Hidroksipatit Terhadap Penurunan Porositas Basis Resin Akrilik Heat Cured (Effectivity)*. 13(2), 38–42.
- Chun, K. J., Choi, H. H., & Lee, J. Y. 2014. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. *Journal of Dental Biomechanics*, 5(1), 1–7. <https://doi.org/10.1177/1758736014520809>
- Craig, R. G., & Powers, J. M. 2002. *Restorative Dental Materials Restorative Dental Materials* (11 th). Mosby, Inc.
- Dalimunthe, N. Fadilah. 2017. Pengaruh Pengaruh Penambahan Pengisi Mikropartikel Cangkang Telur Ayam Terhadap Sifat-Sifat Mekanik Komposit Resin Akrilik pada Basis Gigi Tiruan. Medan: Universitas Sumatera Utara
- Daniel J. Chiego, Jr., M.S., P. D. 2014. *Essentials of oral histology and embryology: a clinical approach, 4th edition*. In *British Dental Journal* (Vol. 215, Issue 1). <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2013.659>
- Dey, A., & Mukhopadhyay, A. K. 2019. *Nanoindentation of Natural Materials*. In *Nanoindentation of Natural Materials*. <https://doi.org/10.1201/9781315155548>
- Eakle, W. S., & Bastin, K. G. 2019. *Dental Materials: Clinical Applications for Dental Assistants*. 179.
- Elshereksi, N. W., Ghazali, M. J., Muchtar, A., & Azhari, C. H. 2014. *Perspectives for titanium-derived fillers usage on denture base composite construction: A review article*. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2014(July). <https://doi.org/10.1155/2014/746252>
- Falahudin, I. 2014. Pemanfaatan Media dalam Pembelajaran. *Diponegoro Medical Journal (Jurnal Kedokteran Diponegoro)*, 6(2), 402–416.
- Fouda, S. M., Al-Harbi, F. A., Khan, S. Q., Virtanen, J. I., & Raustia, A. 2017. Missing teeth and prosthetic treatment in patients treated at College of Dentistry, University of Dammam. *International Journal of Dentistry*, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/7593540>
- Francis, J., Shetty, R., Shenoy, K., & Somaraj, V. 2016. Comparative evaluation on the influence of different curing cycles on the mechanical properties of three commercially available denture base resins: an in-vitro study. *Journal Of Applied Dental and*





- Medical Sciences*, 3(2), 23–30.  
[https://www.researchgate.net/publication/311886409\\_Comparative\\_Evaluation\\_on\\_the\\_Influence\\_of\\_Different\\_Curing\\_Cycles\\_on\\_the\\_Mechanical\\_Properties\\_of\\_Three\\_Commercially\\_Available\\_Denture\\_Base\\_Resins\\_An\\_In-Vitro\\_Study](https://www.researchgate.net/publication/311886409_Comparative_Evaluation_on_the_Influence_of_Different_Curing_Cycles_on_the_Mechanical_Properties_of_Three_Commercially_Available_Denture_Base_Resins_An_In-Vitro_Study)
- Fugill, M. 2012. Defining the purpose of phantom head. *European Journal of Dental Education*, 17(1), 1–4.  
<https://doi.org/10.1111/eje.12008>
- G S Kumar BDS, M. 2015. *Orban's Oral Histology & Emryology 14 edition*.
- Galkin, S., Levitskaya, A., Gileva, O., Libik, T., & Lomiashvili, L. 2020. The combined approach to evaluation of mechanical behavior of tooth enamel in artificially induced caries lesions. *BIO Web of Conferences*, 22, 02027.  
<https://doi.org/10.1051/bioconf/20202202027>
- Gil-Bona, A., & Bidlack, F. B. 2020. Tooth enamel and its dynamic protein matrix. *International Journal of Molecular Sciences*, 21(12), 1–25. <https://doi.org/10.3390/ijms21124458>
- Guidote, A. M., Pacot, G. M. M., & Cabacungan, P. M. 2014. Low-cost magnetic stirrer from recycled computer parts with optional hot plate. *Journal of Chemical Education*, 92(1), 102–105. <https://doi.org/10.1021/ed500153r>
- Haris, A., Fadli, A., & Yenti, S. R. 2016. Sintesis Hidroksiapatit dari Limbah Tulang Sapi menggunakan Metode Presipitasi dengan Variasi Rasio Ca/P dan Konsentrasi H3PO4 Al. *Jom FTEKNIK*, 3(2), 487–492. <http://ir.obihiro.ac.jp/dspace/handle/10322/3933>
- Hilmi, I., Rinastiti, M., & Herliansyah, M. K. 2011. Synthesis of hydroxyapatite from local bovine bones for biomedical application. *Proceedings - International Conference on Instrumentation, Communication, Information Technology and Biomedical Engineering 2011*, 409–411.  
<https://doi.org/10.1109/ICICI-BME.2011.6108637>
- Huerta, E., Corona, J. E., Oliva, A. I., Avilés, F., & González-Hernández, J. 2010. Universal testing machine for mechanical properties of thin materials. *Revista Mexicana de Fisica*, 56(4), 317–322.
- Imam, D. N. A., Purnama, R. B., & Kurniawan, A. A. 2021. *The Effect of Addition of Blood Cockles ( Anadara granosa ) Shell Nano-hydroxyapatite on Hardness of Heat Cured Acrylic*



- Resin. *Jimc* 2020, 237–240.  
<https://doi.org/10.5220/0010490602370240>
- Irgananda, C. I., Wulan, K. A., Fatima, & Esmeralda, E. 2020. Kekerasan Model Gigi Berbahan Dasar Self-Cured Acrylic Sebagai Media Pembelajaran Keterampilan Klinis Prostodonsia. *E-Prodenta Journal of Dentistry*. 2020, 4(2), 321–325.
- Irsyad, L. P., & dkk. 2016. Perancangan Alat Magnetic Stirrer Dengan Pengaturan Kecepatan Pengaduk Dan Pengaturan Waktu Pengadukan. *Jurnal Infact*, 1(x), 22–29.
- Karteva, E., Manchorova-Veleva, N., Damyanov, Z., & Karteva, T. 2019. Morphology and Structural Characterization of Human Enamel and Dentin By Optical and Scanning Electron Microscopy. *Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers)*, 25(4), 2744–2750.  
<https://doi.org/10.5272/jimab.2019254.2744>
- Khalid, H., & Chaudhry, A. A. 2020. Basics of hydroxyapatite-structure, synthesis, properties, and clinical applications. In *Handbook of Ionic Substituted Hydroxyapatites*. Elsevier Ltd.  
<https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102834-6.00004-5>
- Kunin, A. A., Evdokimova, A. Y., & Moiseeva, N. S. 2015. Age-related differences of tooth enamel morphochemistry in health and dental caries. *EPMA Journal*, 6(1), 1–11.  
<https://doi.org/10.1186/s13167-014-0025-8>
- Kusumawardani, C. D. N., Chondro, R. T., Andrian, I., & Sari, R. P. 2020. Effect of hydroxyapatite addition towards porosity level and compressive strength of heat-cured acrylic resin base. *Jurnal Kedokteran Gigi Universitas Padjadjaran*, 32(2), 91.  
<https://doi.org/10.24198/jkg.v32i2.26627>
- Lacruz, R. S., Habelitz, S., Wright, J. T., & Paine, M. L. 2017. Dental enamel formation and implications for oral health and disease. *Physiological Reviews*, 97(3), 939–993.  
<https://doi.org/10.1152/physrev.00030.2016>
- Lin, K., & Chang, J. 2015. Structure and properties of hydroxyapatite for biomedical applications. In *Hydroxyapatite (Hap) for Biomedical Applications* (Vol. 4214, Issue 8). Elsevier Ltd.  
<https://doi.org/10.1016/b978-1-78242-033-0.00001-8>
- Matalová, E., Lungová, V., & Sharpe, P. 2015. Development of Tooth and Associated Structures. *Stem Cell Biology and Tissue*





*Engineering in Dental Sciences*, 335–346.

<https://doi.org/10.1016/B978-0-12-397157-9.00030-8>

Mohamed, M. A., Jaafar, J., Ismail, A. F., Othman, M. H. D., & Rahman, M. A. 2017. Fourier Transform Infrared (FTIR) Spectroscopy. In *Membrane Characterization*. Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63776-5.00001-2>

Mozartha, M. 2015. Hidroksiapatit dan Aplikasinya di Bidang Kedokteran Gigi. *Journal of Visual Languages & Computing*, 11(3), 287–301.

Nanci, A. 2018. Ten Cate 's Oral Histology Development , Structure , and Function.

Nunez, D. W., Taleghani, M., Wathen, W. F., & Abdellatif, H. M. A. 2012. Typodont Versus Live Patient: Predicting Dental Students' Clinical Performance. *Journal of Dental Education*, 76(4), 407–413. <https://doi.org/10.1002/j.0022-0337.2012.76.4.tb05272.x>

Nuraeni, W., Daruwati, I., W, E. M., & Sriyani, M. E. 2013. Verifikasi Kinerja Alat Particle size analyzer (PSA) Horiba Lb-550 Untuk Penentuan Distribusi Ukuran Nanopartikel. *Prosiding Seminar Nasional Sains Dan Teknologi Nuklir*, 268–269.

Nurul Fadhilah, I., & Jalil, Z. 2016. Sintesis Hidroksiapatit yang Berasal dari Tulang Sapi Aceh Synthesis of Natural Hydroxyapatite f rom Aceh ' s Bovine Bone. *Journal of Aceh Physics Society (JAcPS)*, 5(2), 19–21.

Oleiwi, J. K., & Hamad, Q. A. 2018. Studying the Mechanical Properties of Denture Base Materials Fabricated from Polymer Composite Materials. *Al-Khwarizmi Engineering Journal*, 14(3), 100–111. <https://doi.org/10.22153/https://doi.org/10.22153/kej.2018.01.006>

Orsi, I. A., Soares, R. G., Villabona, C. A., & Panzeri, H. 2012. Evaluation of the flexural strength and elastic modulus of resins used for temporary restorations reinforced with particulate glass fibre. *Gerodontology*, 29(2), 1–6. <https://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2010.00410.x>

Pawelec, K. M., White, A. A., & Best, S. M. 2019. Properties and characterization of bone repair materials. In *Bone Repair Biomaterials*. Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/b978-0-08->





102451-5.00004-4

- Pepla, E. 2014. Nano-hydroxyapatite and its applications in preventive, restorative and regenerative dentistry: a review of literature. *Annali Di Stomatologia*, 108–114. <https://doi.org/10.11138/ads/2014.5.3.108>
- Qalbi, T., Azis, Y., & Helwani, Z. 2019. Sintesis Hidroksiapatit Melalui Precipitated Calcium Carbonate (PCC) Cangkang Telur Ayam Ras dengan Metode Presipitasi Pada Variasi Konsentrasi Pelarut HNO<sub>3</sub> dan Rasio Ca/P. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 53(9), 1689–1699.
- Quarey-Papafio, N., Asante, W., Ampofo, P., & D, T. 2019. *Surface Hardness of Polymeric enture BAsE Materials*.
- Ragu, A., Senthilarasan, K., & Sakthivel, P. 2015. Synthesis and Characterization of Nano Hydroxyapatite with Poly Propylene Fumarate Nanocomposite for Bone Tissue Engineering. *International Journal of Science and Research (IJSR)*, 4(10), 1220–1223.
- Rajkumar, K., & Ramya, R. 2017. *Textbook of Oral Anatomy, Histology, Physiology and Tooth Morphology*.
- Ramadhana, A. N. 2019. *Perbandingan Modulus Elastisitas Model Gigi Berbahan Self-cured Acrylic Dengan Buatan Pabrik dan Enamel Gigi Sebagai Media Pembelajaran Keterampilan Klinis Prosthodontsia*.
- Rashid, H., Sheikh, Z., & Vohra, F. 2015. Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. *European Journal of Dentistry*, 9(4), 614–619. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.172621>
- Rasyidin, R., Fadli, A., & Renti, S. R. 2018. *Ball Milling Process Of Hydroxyapatite From Sea-Shells by Syntesis Method With Low Temperature Hydrothermal*. 74(4), 55–61.
- Rivera-Muñoz, E. M. 2011. *Hydroxyapatite-Based Materials: Synthesis and Characterization, Biomedical Engineering - Frontiers and Challenges*. InTech. <http://www.intechopen.com/books/biomedical-engineering-frontiers-and-challenges/hydroxyapatite-based-materials-synthesis-and-characterization>
- Rizani, M., & Nasution, H. 2019. The shear bond strength of acrylic and porcelain teeth in three types of thermoplastic nylon denture bases. *Jurnal Kedokteran Gigi Universitas*



- Padjadjaran*, 31(1). <https://doi.org/10.24198/jkg.v31i1.19025>
- Robinson, C., Kirkham, J., & Shore, R. C. 2018. Dental enamel: Formation to destruction. In *Dental Enamel Formation to Destruction*. <https://doi.org/10.1201/9781315150925>
- Sakaguchi, R., Ferracane, J., & Powers, J. 2018. *and Polymers*. 135–170. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-47821-2.00009-3>
- Saputra, F., Fadli, A., & Amri, A. 2016. Kinetika Reaksi pada Sintesis Hidroksiapatit dengan Metode Presipitasi. *Jom FTEKNIK*, 3(1), 1–6.
- Shafira, Z. 2020. Kekerasan Permukaan Resin Akrilik Polimerisasi Panas Setelah Penambahan 2 , 5 Dan 8 % Berat Hidroksiapatit yang Disintesis dari Sisik Ikan Nila ( *Oreochromis niloticus* ). *Skripsi*.
- Suci, I. A., & Ngapa, Y. D. 2020. *Sintesis dan Karakterisasi Hidroksiapatit (Hap) dari Cangkang Kerang Ale-Ale Menggunakan Metode Presipitasi Double Stirring*. 8, 73–81.
- Sujitha, K., Bharathi, M., Narayana, S. L., Shareef, A., B, L., & Sivkumar, V. 2017. Review Article Prevention and Treatment of White Spot Lesions in Orthodontic Patients. *Contemporary Clinical Dentistry*, 11–19. <https://doi.org/10.4103/ccd.ccd>
- Teametawong, S., Chantaramanee, T., Lhosupasirirat, S., Wongariyakawee, A., & Sriksirin, T. 2019. A Comparison Study of Magnetic Stirrer and Sonicator Technique to Disperse 1% Span20 Treated Layered Double Hydroxides (LDHs). *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 654(1). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/654/1/012005>
- Tschoppe, P., Zandim, D. L., Martus, P., & Kielbassa, A. M. 2011. Enamel and dentine remineralization by nano-hydroxyapatite toothpastes. *Journal of Dentistry*, 39(6), 430–437. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.03.008>
- Vellini-Ferreira, F., Cotrim-Ferreira, F. A., Ribeiro, J. A., & Ferreira-Santos, R. I. 2012. Mapping of proximal enamel thickness in permanent teeth. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 11(4), 481–485. <https://doi.org/10.1590/S1677-32252012000400010>
- Vogt, S., Löffler, K., Dinkelacker, A. G., Bader, B., Autenrieth, I. B., Peter, S., & Liese, J. 2019. Fourier-Transform Infrared (FTIR) Spectroscopy for Typing of Clinical Enterobacter cloacae Complex Isolates. *Frontiers in Microbiology*, 10(November), 1–11. <https://doi.org/10.3389/fmicb.2019.02582>



Warastuti, Y., Budiarto, E., & Darmawan. 2014. Jurnal Sains Materi Indonesia Sintesis dan Karakterisasi Membran Komposit Hidroksiapatit Tulang Sapi-Khitosan-Poli(Vinil Alkohol) untuk Aplikasi Biomaterial. *Jurnal Sains Materi Indonesia*, 16(2), 83–90.

Yashashri, H., Akshay S, J., Sagar, K., & Prmod, C. 2017. Application of Magnetic Stirrer for Influencing Extraction Method on *Tectona grandis* as Analgesic Activity. *International Journal of Pharmaceutical and Clinical Research*, 9(9), 634–637. [www.ijpcr.com](http://www.ijpcr.com)

Yelten-Yilmaz, A., & Yilmaz, S. 2018. Wet chemical precipitation synthesis of hydroxyapatite (HA) powders. *Ceramics International*, 44(8), 9703–9710. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2018.02.201>

Yuliana, R., Rahim, E. A., & Hardi, J. 2017. Sintesis Hidroksiapatit Dari Tulang Sapi Dengan Metode Basah Pada Berbagai Waktu Pengadukan Dan Suhu Sintering. *Kovalen*, 3(3), 201. <https://doi.org/10.22487/j24775398.2017.v3.i3.9329>

Zafar, M. S. 2020. Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers*, 12(10), 1–35. <https://doi.org/10.3390/polym12102299>

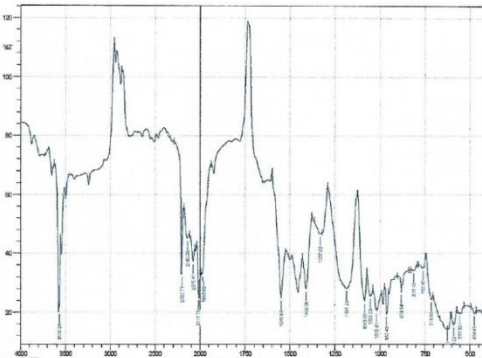
Zhang, Y. R., Du, W., Zhou, X. D., & Yu, H. Y. 2014. Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *International Journal of Oral Science*, 6(2), 61–69. <https://doi.org/10.1038/ijos.2014.21>



# LAMPIRAN

## Lampiran 1. Hasil Uji FTIR

	UNIVERSITAS NEGERI MALANG FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM LABORATORIUM MINERAL DAN MATERIAL MAJU (LABORATORIUM SENTRAL)
	Jalan Semarang 5, Malang 65145 Telp. 0341-551312 (paw 200) 574995 085106601088 E-mail : laboratoriumsentralum@yahoo.co.id / lab.sentral@um.ac.id Website : central-lablaborum.um.ac.id

LAPORAN HASIL UJI LSUM.LHU.F.1056.2021	
Customers	: Gisha Salwa - UB
Contact Customer	: 082134389248/ Email : kuliaghisha@gmail.com
Methods	: IKM F.1
Test Equipment	: FT-IR
Received Date	: 01 November 2021
Order Number	: LSUM.P.1242.2021
SPECIMEN DESCRIPTION	
Condition of Samples	: Sampel serbuk putih dalam krusibel
Sample Code	: F 1033
Material Name	: Serbuk tulang sapi
Measurement time	: 03 November 2021
OPERATOR, ANALYZER & SUPERVISOR	
Analyzer	: Mailinda A.H., S.Si
Supervisor	: Dra.Surjani Wonoraharjo, Ph.D.
RESULTS	
Remark:	

-Hasil analisa hanya berlaku untuk sampel yang diuji

Mengetahui,  
Manajer Teknis



Dra.Surjani Wonoraharjo, Ph.D.  
NIP.196605281991032001

Malang, 05 November 2021

Menyetujui  
Kepala Lab. Mineral dan Material Maju FMIPA UM



Nandang Muhi, S.Si, M.T, Ph.D  
NIP.197208152005011001



## Lampiran 2. Hasil Uji PSA

### Hasil Uji PSA I

#### Size Distribution Report by Number

v2.2



##### Sample Details

**Sample Name:** Hidroksi apatit 4

**SOP Name:** mansettings.nano

**General Notes:**

<b>File Name:</b> Maulisa Enik 2021.dts	<b>Dispersant Name:</b> Water
<b>Record Number:</b> 4	<b>Dispersant RI:</b> 1,330
<b>Material RI:</b> 1,30	<b>Viscosity (cP):</b> 0,8872
<b>Material Absorbance:</b> 0,100	<b>Measurement Date and Time:</b> 22 Nopember 2021 11:46:24

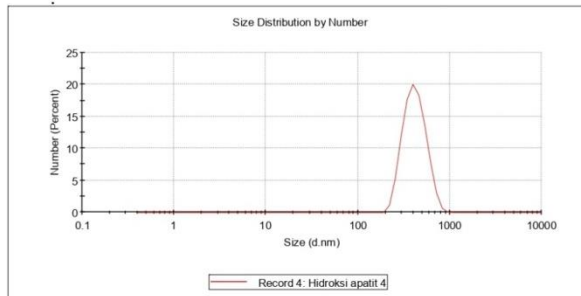
##### System

<b>Temperature (°C):</b> 25,0	<b>Duration Used (s):</b> 70
<b>Count Rate (kcps):</b> 36,0	<b>Measurement Position (mm):</b> 0,85
<b>Cell Description:</b> Disposable sizing cuvette	<b>Attenuator:</b> 7

##### Results

	Size (d.n...	% Number:	St Dev (d.n...
<b>Z-Average (d.nm):</b> 675,3	<b>Peak 1:</b> 425,6	100,0	117,8
<b>PdI:</b> 0,622	<b>Peak 2:</b> 0,000	0,0	0,000
<b>Intercept:</b> 0,941	<b>Peak 3:</b> 0,000	0,0	0,000

**Result quality** Refer to quality report





## Size Distribution Report by Number

v2.2



### Sample Details

**Sample Name:** Hidroksi Apatit 4**SOP Name:** mansettings.nano**General Notes:**

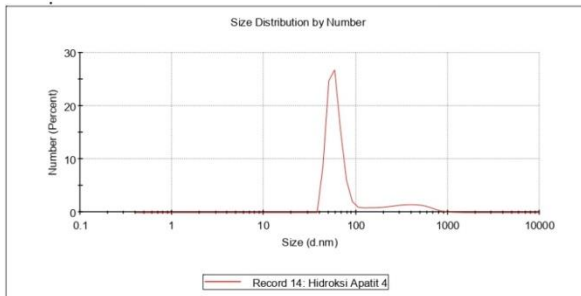
<b>File Name:</b> Maulisa Enik 2021.dts	<b>Dispersant Name:</b> Water
<b>Record Number:</b> 14	<b>Dispersant RI:</b> 1,330
<b>Material RI:</b> 1,30	<b>Viscosity (cP):</b> 0,8872
<b>Material Absorption:</b> 0,100	<b>Measurement Date and Time:</b> 01 Desember 2021 15:17:29

### System

<b>Temperature (°C):</b> 25,0	<b>Duration Used (s):</b> 60
<b>Count Rate (kcps):</b> 397,9	<b>Measurement Position (mm):</b> 1,25
<b>Cell Description:</b> Disposable sizing cuvette	<b>Attenuator:</b> 8


### Results

	Size (d.n...	% Number:	St Dev (d.n...
<b>Z-Average (d.nm):</b> 563,5	<b>Peak 1:</b> 60,02	84,8	13,31
<b>PdI:</b> 0,369	<b>Peak 2:</b> 368,3	15,2	198,8
<b>Intercept:</b> 0,910	<b>Peak 3:</b> 0,000	0,0	0,000

**Result quality** Good




### Lampiran 3. Hasil Uji Tekan



KEMENTERIAN RISET, TEKNOLOGI DAN PENDIDIKAN TINGGI  
**POLITEKNIK NEGERI MALANG**  
**JURUSAN TEKNIK MESIN**

Terakreditasi : B, sesuai Kpts BAN No 007/BAN-PT/Ak-XII/Dpl-III/V/2012  
 Jl. Soekarno Hatta No 9 Malang 65145 Tlp / Fax. (0341) 550180  
<http://www.polinema.ac.id>



Nama : Fauza Hamda  
 Nim : 185160100111036  
 Fakultas : Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya

**Hasil Ujin Tekan**

Sampel	Uji Tekan (Newton)	Δl (mm)	Rata-Rata
Kontrol	K1	225,55	227,42 N
	K2	211,82	
	K3	202,02	
	K4	241,08	
	K5	217,47	
	K6	266,60	
2%	A1	417,76	429,53 N
	A2	435,42	
	A3	396,19	
	A4	449,14	
	A5	429,53	
	A6	449,14	
5%	B1	506,02	537,40 N
	B2	546,23	
	B3	588,40	
	B4	525,64	
	B5	561,92	
	B6	496,22	
8%	C1	639,39	680,25 N
	C2	717,85	
	C3	653,12	
	C4	686,47	
	C5	739,42	
	C6	645,28	

PERUJIAN & PERALUJIAN BAHAN

LAB. BAHAN TEKNIK MESIN  
POLITEKNIK NEGERI MALANG

FRM/RME.02.01.00

## Lampiran 4. Hasil Uji Normalitas dan Homogenitas

### Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Sampel_K	.359	6	.015	.747	6	.019
Sampel_A	.259	6	.200*	.853	6	.168
Sampel_B	.243	6	.200*	.861	6	.193
Sampel_C	.348	6	.022	.783	6	.041

\*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

### Test of Homogeneity of Variances

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1.586	3	20	.224



## Lampiran 5. Hasil Uji Kruskal-Wallis dan Post HOC

### Hasil Uji Kruskal-Wallis

#### Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
Modulus_Elastisitas	24	690.9467	372.20170	243.50	1387.00
Konsentrasi	24	2.5000	1.14208	1.00	4.00

#### Ranks

	Konsentrasi	N	Mean Rank
Modulus_Elastisitas	0%	6	3.50
	2%	6	10.00
	5%	6	15.67
	8%	6	20.83
	Total	24	

#### Test Statistics<sup>a,b</sup>

	Modulus_Elastisitas
Chi-Square	20.007
df	3
Asymp. Sig.	.000

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable:  
Konsentrasi

#### Statistics

		K	A	B	C
N	Valid	6	6	6	6
	Missing	0	0	0	0
Mean		293.8033	509.9983	763.9867	1195.9983
Median		275.9500	533.4050	686.5400	1297.8500
Std. Deviation		58.10752	67.54941	216.36257	203.59797





## Hasil Post HOC Mann Whitney

### Ranks

	Konsentrasi	N	Mean Rank	Sum of Ranks
Modulus_Elastisitas	0%	6	3.50	21.00
	2%	6	9.50	57.00
	Total	12		

### Test Statistics<sup>a</sup>

	Modulus_Elastisitas
Mann-Whitney U	.000
Wilcoxon W	21.000
Z	-2.882
Asymp. Sig. (2-tailed)	.004
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.002 <sup>b</sup>

a. Grouping Variable: Konsentrasi

b. Not corrected for ties.

### Ranks

	Konsentrasi	N	Mean Rank	Sum of Ranks
Modulus_Elastisitas	0%	6	3.50	21.00
	5%	6	9.50	57.00
	Total	12		

### Test Statistics<sup>a</sup>

	Modulus_Elastisitas
Mann-Whitney U	.000
Wilcoxon W	21.000
Z	-2.882
Asymp. Sig. (2-tailed)	.004
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.002 <sup>b</sup>



- a. Grouping Variable: Konsentrasi  
b. Not corrected for ties.

**Ranks**

	Konsentrasi	N	Mean Rank	Sum of Ranks
Modulus_Elastisitas	0%	6	3.50	21.00
	8%	6	9.50	57.00
	Total	12		

**Test Statistics<sup>a</sup>**

	Modulus_Elastisitas
Mann-Whitney U	.000
Wilcoxon W	21.000
Z	-2.882
Asymp. Sig. (2-tailed)	.004
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.002 <sup>b</sup>

- a. Grouping Variable: Konsentrasi  
b. Not corrected for ties.

**Ranks**

	konsentrasi	N	Mean Rank	Sum of Ranks
Modulus_Elastisitas	2%	6	4.00	24.00
	5%	6	9.00	54.00
	Total	12		

**Test Statistics<sup>a</sup>**

	Modulus_Elastisitas
Mann-Whitney U	3.000
Wilcoxon W	24.000
Z	-2.402

Asymp. Sig. (2-tailed)	.016
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.015 <sup>b</sup>

- a. Grouping Variable: konsentrasi  
b. Not corrected for ties.

#### Ranks

	Konsentrasi	N	Mean Rank	Sum of Ranks
Modulus_Elastisitas	2%	6	3.50	21.00
	8%	6	9.50	57.00
	Total	12		

#### Test Statistics<sup>a</sup>

	Modulus_Elastisitas
Mann-Whitney U	.000
Wilcoxon W	21.000
Z	-2.882
Asymp. Sig. (2-tailed)	.004
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.002 <sup>b</sup>

- a. Grouping Variable: konsentrasi  
b. Not corrected for ties.

#### Ranks

	konsentrasi	N	Mean Rank	Sum of Ranks
Nilai	5%	6	4.17	25.00
	8%	6	8.83	53.00
	Total	12		

#### Test Statistics<sup>a</sup>

	Nilai
Mann-Whitney U	4.000
Wilcoxon W	25.000
Z	-2.242
Asymp. Sig. (2-tailed)	.025





Exact Sig. [2\*(1-tailed  
Sig.)]

.026<sup>b</sup>

- a. Grouping Variable: konsentrasi  
b. Not corrected for ties.

**Lampiran 6. Dokumentasi Penelitian**

		
Persiapan femur tulang sapi	Penimbangan femur tulang sapi sebanyak 1 kg	Perebusan femur tulang sapi
		
Pemotongan dan penjemuran tulang sapi dibawah sinar matahari	Kalsinasi tulang sapi menggunakan electric furnace	Penggerusan hasil kalsinasi



Pencampuran kalsium oksida dengan aquabides didalam beaker glass



Pencampuran Kristal diammonium fosfat dengan aquabides didalam beaker glass



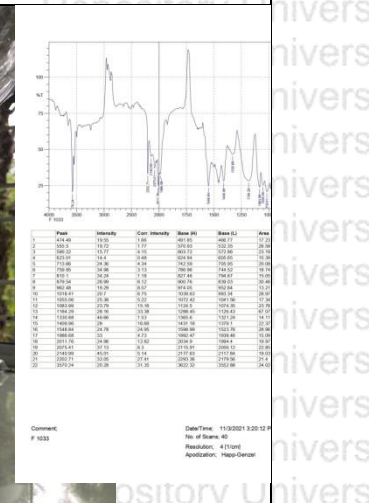
Proses titrasi



Proses pendiaman larutan hidroksiapatit selama 24 jam



Proses penyaringan hidroksiapatit dengan kertas whatman no.40



Uji FTIR



UNIVERSITAS BRAWIJAYA  
REPOSITORY.UB.AC.ID

LABORATORIUM TEKNIK BAHAN POLIMER DAN TEKNIK POLIMERISASI  
LABORATORY OF POLYMER AND POLYMERIZATION TECHNOLOGY

**LAPORAN HASIL UJI  
URUM LAMPA 1008.2021**

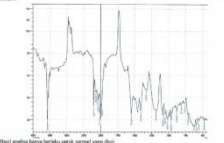
Composed: I Gusti Nurcahyo S.P  
 Lecturer: (82) 1210243 Feni | feni@ub.ac.id  
 Student: (82) 1210243 Feni | feni@ub.ac.id  
 Date: 10 November 2021

**SYNOPSIS DESCRIPTION**

Category of Study: **Polimer**  
 Study Code: **1210243**  
 Semester and Year: **05 November 2021**

**ABSTRACT**  
 Kata Kunci: **PSA, uji PSA, uji PSA**  
 Kata Kunci: **PSA, uji PSA, uji PSA**

**RESULTS**



Abstract: **Hasil analisis PSA menunjukkan adanya senyawa polimer.**

Keywords: **PSA, uji PSA, uji PSA**

Author: **Dr. Nurcahyo S.P., Ph.D.**  
 Email: **nurcahyo@ub.ac.id**

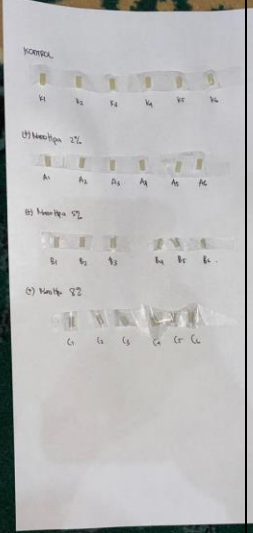
Author: **Hasbiyah M.H., S.S., M.T., Ph.D.**  
 Email: **hasbiyah@ub.ac.id**



Uji PSA

Ball Milling

Pembuatan mold



Sampel penelitian

Inkubasi Sampel

Uji Modulus Elastisitas

## Lampiran 7. Alat dan Bahan Penelitian

		
<p>Femur sapi</p>	<p>Powder dan liquid Heat-cured acrylic</p>	<p>Akuabides</p>
		
<p>Gypsum</p>	<p>Diammonium fosfat</p>	<p>Wadah sampel</p>



Spatula Gypsum



Pisau Gypsum



Spatula semen



Bowl



Kuvet

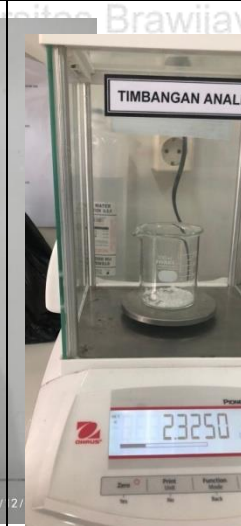


Gelas ukur





vaselin

Timbangan  
analitikMagnetic stirrer dan  
beaker glass

Mikromotor



UTM



Syringe 3 cc



Cetakan/mold



Incubator



Low speed handpiece



Alat Pres Hidrolik



Alat pres portable



Mangkuk porcelain 200ml







Mortal dan alu



Kertas Whatman no. 41



CMS



akuades



Vortex mixer



Inkubator



**Alkohol 70%**



*Ball mill*



**Vibrator**