



**PENGARUH PENAMBAHAN HIDROSIAPATIT SERBUK
TULANG IKAN CAKALANG (*Katsuwonus pelamis*)
TERHADAP KEKERASAN PERMUKAAN RESIN AKRILIK
SELF-CURED PADA MAHKOTA SEMENTARA**

SKRIPSI

Ole h :

IVOJI GHINA KAMILIA

165160101111046

PROGRAM STUDI SARJANA KEDOKTERAN GIGI

FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI

UNIVERSITAS BRAWIJAYA

MALANG

2020

HALAMAN PERSETUJUAN SKRIPSI

PENGARUH PENAMBAHAN HIDROKSIAPATIT SERBUK TULANG IKAN CAKALANG (*Katsuwonus pelamis*) TERHADAP KEKERASAN PERMUKAAN RESIN AKRILIK SELF-CURED PADA MAHKOTA SEMENTARA

**Untuk Memenuhi Tugas Mata Kuliah
Metodologi Penelitian Ilmiah 2**

Oleh :

**IVOJI GHINA KAMILIA
165160101111046**

. /Menyetujui untuk diuji :

Pembimbing



drg. Diwya Nugrahini Hapsari, Sp.Pros

NIP. 2010037806242001

HALAMAN PENGESAHAN SKRIPSI

PENGARUH PENAMBAHAN HIDROKSIPATIT SERBUK TULANG IKAN CAKALANG (*Katsuwonus pelamis*) TERHADAP KEKERASAN PERMUKAAN RESIN AKRILIK SELF-CURED PADA MAHKOTA SEMENTARA

Oleh :

IVOJI GHINA KAMILIA

165160101111046

Telah diujikan di depan majelis Penguji pada tanggal 2 April 2020 dan dinyatakan memenuhi Syarat memperoleh gelar Sarjana dalam Bidang Kedokteran Gigi

Menyetujui

Pembimbing / Penguji III,



drg. Diwya Nugrahini Hapsari, Sp.Pros

NIP. 2010037806242001

Mengetahui,

Ketua Program Studi Sarjana Kedokteran Gigi

Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya



Drg. Yuliana Ratna Kumala, Sp.KG

NIP. 198004092008122004

DAFTAR ISI	
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERSETUJUAN	ii
HALAMAN PENGESEAHAN	iii
KATA PENGANTAR	iv
DAFTAR ISI	vi
DAFTAR TABEL	ix
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR SINGKATAN	xi
BAB 1 PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Tujuan Penelitian	
1.3.1 Tujuan Umum	4
1.3.2 Tujuan Khusus	5
1.4 Manfaat Penelitian	
1.4.1 Manfaat Akademik	5
1.4.2 Manfaat Praktis	5
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Mahkota Sementara	6
2.1.1 Tujuan Pembuatan Mahkota Sementara	6
2.1.2 Fungsi Mahkota Sementara	7
2.1.3 Bahan Pembuatan Mahkota Sementara	7
2.1.4 Cara Pembuatan Mahkota Sementara	10
2.2 Resin Akrilik <i>Self-Cured</i>	11
2.2.1 Struktur Resin <i>Self-Cured Acrylic</i>	12
2.2.2 Proses Polimerisasi Resin Akrilik <i>Self-Cured</i>	13
2.2.3 Sifat Mekanik Resin Akrilik <i>Self-Cured</i>	15
2.2.4 Sifat Fisik Resin Akrilik <i>Self-Cured</i>	16
2.2.5 Keuntungan dan Kerugian	17
2.2.6 Manipulasi <i>Self-Cured Acrylic</i>	19
2.3 Hidroksipatit	19
2.3.1 Definisi	19
2.3.2 Sifat Hidroksipatit	20
2.3.3 Hidroksipatit sebagai Penguat Resin Akrilik	20

2.3.4 Macam Hidroksipatit	21
2.3.5 Metode Sintesis Hidroksipatit	22
2.4 Ikan Cakalang (<i>Katsuwonus pelamis</i>)	22
2.5 Kekerasan Permukaan.....	24
2.6 <i>Vickers Microhardness Tester</i>	25
BAB 3 KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS PENELITIAN	
3.1 Kerangka Konsep Penelitian	26
3.2 Penjelasan Konsep Penelitian	27
3.3 Hipotesis Penelitian.....	27
BAB 4 METODE PENELITIAN	
4.1 Desain Penelitian	28
4.2 Sampel Penelitian.....	28
4.2.1 Bentuk dan Ukuran Sampel.....	28
4.2.2 Kriteria Sampel.....	28
4.2.3 Jumlah Sampel	29
4.2.4 Pembagian Kelompok Sampel	29
4.3 Variabel Penelitian	29
4.3.1 Variabel Bebas.....	29
4.3.2 Variabel Terikat	30
4.3.3 Variabel Terkendali	30
4.4 Lokasi dan Waktu Penelitian	30
4.5 Alat dan Bahan.....	31
4.5.1 Alat Penelitian	31
4.5.2 Bahan Penelitian	31
4.6 Definisi Operasional.....	32
4.6.1 Bubuk Hidroksipatit	32
4.6.2 Lempong Akrilik <i>Self-Cured</i>	32
4.6.3 Analisis FT-IR	32
4.6.4 Analisis XRD.....	32
4.6.5 Analisis PSA.....	32
4.6.6 Kekerasan Permukaan	32
4.7 Cara Kerja	33
4.7.1 Tahap Pembuatan Serbuk Hidroksipatit	33
4.7.2 Tahap Pembuatan Sampel	35
4.8 Uji Kekerasan	36
4.9 Analisis Data.....	38

4.10 Alur Penelitian	40
BAB 5 HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN	
5.1 Hasil Penelitian	41
5.2 Analisis Data	49
5.2.1 Uji Normalitas Data	49
5.2.2 Uji Homogenitas Ragam	50
5.2.3 Uji One-way Anova	50
5.2.4 Uji Post Hock Tukey	51
5.2.5 Uji Korelasi	52
5.2.6 Uji Regresi	53
5.3 Pembahasan	54
BAB 6 KESIMPULAN DAN SARAN	
6.1 Kesimpulan	63
6.2 Saran	63
DAFTAR PUSTAKA	64
LAMPIRAN	70
Lampiran 1. Dokumentasi Proses	70
Lampiran 2. Hasil Analisis Data	76

DAFTAR TABEL

No.

Judul Tabel

Halaman

2.1 Klasifikasi tipe <i>self cured acrylic</i>	12
2.2 Keuntungan dan Kerugian Resin akrilik <i>self cured</i>	18
5.1 Hasil Uji FTIR.....	44
5.2 Spektrum hasil uji FTIR.....	45
5.3 Hasil pengukuran kekerasan (HV) pada setiap sampel.....	46
5.4 Tabel Rata-rata Kekerasan Resin Akrilik <i>Self Cured (HV)</i>	47
5.5 Hasil Uji normalitas <i>Shapiro-wilk</i>	49
5.6 Hasil Uji Homogenitas <i>Levene test</i>	50
5.7 Hasil Uji <i>One-way Anova</i>	51
5.8 Hasil Uji <i>Post Hoc Tukey</i>	51
5.9 Hasil Uji <i>Korelasi Pearson</i>	52
5.10 Hasil Uji Regresi Linear.....	53

No.

DAFTAR GAMBAR

No.	Judul Gambar	Halaman
2.1	Struktur Inisiator N,N' dimetil- <i>p</i> -toluidin.....	13
2.2	Tahap Aktivasi Peroksida siap membelah membentuk radikal bebas	14
2.3	Reaksi Peroksida Benzoil dengan metilmetakrilat	15
2.4	Ikan Cakalang (<i>Katsuwonus pelamis</i>).....	24
2.5	<i>Micro Vickers Hardness Tester</i>	26
4.1	Lempeng Resin Akrilik	29
4.2	Alat Uji Kekerasan Microvickers	37
4.3	Mekanisme Alat Uji Vickers	38
5.1	Hasil Uji PSA Resin Akrilik <i>Self-Cured</i>	41
5.2	Hasil Uji PSA Serbuk Hidroksiapatis	42
5.3	Hasil Uji XRD	42
5.4	Hasil Analisis Karakterisasi XRD	43
5.5	Grafik rata-rata kekerasan resin akrilik <i>self cured</i> (HV) pada setiap sampel.....	48
5.6	Diagram rata-rata kekerasan resin akrilik <i>self cured</i> (HV) pada setiap sampel.....	48
5.7	Daerah Indentasi Sampel Kelompok Kontrol.....	58
5.8	Daerah Indentasi Sampel Kelompok Perlakuan 2%	58
5.9	Daerah Indentasi Sampel Kelompok Perlakuan 5%	58

DAFTAR SINGKATAN

Riskesdas	: Riset Kesehatan Dasar
GTC	: Gigi Tiruan Cekat
MMA	: <i>Methyl metakrilat</i>
EMA	: <i>Etil metakrilat</i>
PMMA	: <i>Polimetil metakrilat</i>
PEMA	: <i>Poli etil metakrilat</i>
GTJ	: Gigi Tiruan Jembatan
XRD	: <i>X-Ray Diffraction Analysis</i>
FTIR	: <i>Fourier Transform Infrared</i>
PSA	: <i>Particle Size Analyzer</i>
MI	: <i>Miltiter</i>
°C	: Derajat Celcius
KHN	: <i>Knoop Hardness Number</i>
VHN	: <i>Vickers Hardness Number</i>
MPa	: <i>Megapascal</i>
GPa	: <i>Gigapascal</i>

BAB I **PENDAHULUAN**

1.1 Latar Belakang

Gigi merupakan salah satu organ tubuh yang memiliki fungsi sangat penting. Kehilangan gigi ialah salah satu permasalahan yang sering kali terjadi dan perlu segera diatasi. Gigi dapat hilang oleh karena karies yang berlanjut, menjadi penyakit periodontal atau kerusakan karena trauma (Prajitno HR, 1981). Hilangnya gigi akan berpengaruh kurang baik pada berbagai aspek dan kualitas hidup penderita. Menurut Riskesdas (Riset Kesehatan Dasar) pada tahun 2018, gigi yang hilang karena dicabut atau tanggal dengan sendirinya mempunyai persentase 19% mencakup seluruh wilayah Indonesia. Edentulous di Indonesia mencapai angka 79,8% dan edentulous sebesar 9% pada kelompok usia 65 tahun keatas. Proporsi tersebut mempengaruhi peningkatan kebutuhan akan penggunaan gigi tiruan baik gigi tiruan cekat maupun gigi tiruan sebagian (Riskeidas Nasional, 2018). Seseorang yang mengalami kehilangan gigi baik sebagian ataupun seluruhnya yang tidak segera diganti dapat menyebabkan pengunyahan makanan menjadi kurang maksimal. Oleh karena itu menggantikan gigi yang hilang merupakan urgensi yang harus segera dilakukan. Gigi tiruan digunakan untuk meggantikan gigi yang hilang dan mengembalikan estetika serta kondisi fungsional pasien (Rahmayani, 2013).

Dewasa ini, penggunaan Gigi Tiruan Cekat (GTC) sudah menjadi pilihan favorit dan populer di kalangan masyarakat untuk menggantikan gigi yang hilang. Hal ini dikarenakan GTC memiliki konstruksi yang baik dan hanya menutupi sedikit bagian dari jaringan penyanga sehingga lebih nyaman untuk digunakan serta terpasang secara cekat di dalam mulut. Penggunaan GTC sendiri memerlukan preparasi. Setelah dilakukan preparasi, gigi yang telah dipreparasi harus dilindungi terhadap segala macam rangsangan dari sekitar gigi penyanga, termasuk perlindungan terhadap kuman – kuman penyakit (Prajitno HR, 1981).

Mahkota sementara (provisoris) adalah mahkota tiruan yang sementara dipasangkan pada gigi yang telah dipreparasi sebelum mahkota permanen dibuat (Cleveland CM, etc. 2012). Menurut Rhoads JE dkk pada tahun 1986, restorasi cekat sementara ialah protesa gigi yang digunakan dalam waktu yang berbeda-beda untuk



memelihara dan mempertahankan estetis, fungsi serta menjaga jaringan keras dan jaringan lunak. Mahkota sementara (provisoris) sering dibuat dari bahan akrilik terutama resin akrilik self cured. Hal ini dikarenakan resin akrilik tersebut memiliki estetika yang dapat diterima, mudah saat diperbaiki, dan harga yang murah (Patras, M. 2012).

Resin akrilik biasa dikenal sebagai *Methyl metakrilat* (MMA), *Etil metakrilat* (EMA), *Polimetil metakrilat* (PMMA) dan *Poli etil metakrilat* (PEMA) (Cleveland CM, etc. 2012). Bahan – bahan ini telah digunakan dalam kedokteran gigi selama bertahun – tahun. Restorasi sementara harus memenuhi syarat mekanis, biologis dan estetis serta kuat dalam pemakaiannya.

Resin akrilik jenis ini memiliki beberapa kelebihan yaitu tidak memerlukan energi termal dalam proses pembuatannya, tidak mengalami diskolorasi dalam cahaya ultraviolet, secara kimiawi stabil dalam panas dan dapat dibentuk seperti bahan termoplastik. Namun, resin akrilik jenis ini memiliki *working time* lebih cepat dibandingkan dengan resin akrilik *heat cured* karena mengandung aktivator dan inisiator yang dapat menghasilkan radikal bebas (Anusavice, 2013). Resin akrilik polimetil-metakrilat mempunyai kekurangan yaitu residu monomer yang meningkatkan resiko reaksi jaringan dan menurunkan resistensi fraktur serta adanya keterbatasan dengan sifat mekaniknya yang dapat menyebabkan efek buruk pada kinerja klinis Resin akrilik *self cured* sendiri (Xia T, 2006).

Reaksi eksotermik merupakan bagian dari proses polimerisasi polimetil metakrilat. Semakin besar jumlah bahan yang digunakan, semakin besar pula reaksi eksotermiknya. Penyelesaian proses *curing* meningkat dengan kenaikan suhu ini dan menjelaskan mengapa area tipis dari *curing cold-curing* tidak mencapai kekerasan maksimal (Cleveland CM, etc. 2012).

Kekerasan permukaan adalah banyaknya energi deformasi elastik atau plastis yang diperlukan untuk mematahkan suatu bahan dan merupakan ukuran dari ketahanan permukaan. Kekerasan juga merupakan salah satu karakteristik mekanik yang digunakan untuk memprediksi keausan dari suatu material (Sayabi, et al, 2013). Kekerasan permukaan resin akrilik dipengaruhi oleh faktor komposisi, teknik manipulasi dan kondisi di dalam rongga mulut. Uji kekerasan permukaan bahan juga merupakan salah bentuk uji



ketahanan terhadap abrasi. Sifat ini penting karena dapat mempengaruhi lama pemakaian mahkota sementara. Salah satu alat yang dapat digunakan untuk menguji kekerasan ialah *Vickers Micro-hardness Machine*.

Kekerasan yang kurang maksimal pada mahkota sementara resin akrilik *self-cured* dapat diperkuat dengan menambahkan bahan lain ke dalam bubuknya. Bahan yang telah terbukti sebagai penguat dari resin akrilik adalah *fiber*. *Fiber* memiliki beberapa karakteristik, yaitu dapat meningkatkan sifat fisik dan mekanik resin akrilik, meningkatkan kekuatan plat resin akrilik, bentuk yang mudah digunakan dan mudah dalam pengaturannya. Adapun kekurangannya seperti *glass fiber* yang memiliki kekakuan yang kurang baik dan sering menunjukkan keretakan di permukaan (Aditama dkk, 2015). *Fiber* pula memiliki efek iritasi jaringan dan adhesi yang buruk (Vojdani M, et al. 2012).

Oleh karena itu, diperlukan bahan alternatif lain dengan sifat biokompatibilitas yang baik. Salah satu bahan dengan biokompatibilitas yang baik terhadap tubuh manusia dan merupakan material utama penyusun tulang dan gigi ialah hidroksiapatit ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$). Hidroksiapatit adalah material keramik yang digunakan sebagai biomaterial karena memiliki sifat biokompatibilitas dan bioaktif. Sifat bioaktif tersebut dapat ditingkatkan dengan memilih bahan alami sebagai bahan prekursor kalsium. Bahan ini merupakan bahan biomaterial yang banyak dimanfaatkan dalam bidang kedokteran, terutama untuk tulang dan gigi (Balgies dkk, 2011). Adapun penelitian yang dilakukan oleh Afrizal dan Gunawarman (2016), penambahan serbuk hidroksiapatit cangkang kerang darah dapat dijadikan sebagai salah satu metode penguatan material resin akrilik. Hal tersebut disebabkan oleh adanya kerapatan partikel-partikel atom hidroksiapatit yang tinggi dan halus dalam campuran *powder* dan *liquid* sehingga menghambat laju dislokasi atom resin akrilik (Afrizal dan Gunawarman, 2016).

Sumber utama hidroksiapatit biasanya memiliki kandungan kalsium yang tinggi. Hidroksiapatit ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) dapat disintesis dari bahan sintetis yaitu dengan menggunakan larutan kimia atau bahan alami seperti sisik ikan, tulang ikan, tulang sapi, cangkang telur, dan lain-lain (Mozartha, 2016). Kandungan dalam tulang ikan cakalang didominasi senyawa kalsium 39,24% yang



sangat penting diperlukan oleh tubuh karena berfungsi dalam metabolisme tubuh dan pembentukan tulang dan gigi (Trilaksani, 2006). Ikan Cakalang merupakan salah satu ikan yang kerap kali disukai dalam bidang kuliner, dimana hanya 50-60% berupa daging yang dapat dikonsumsi. Hal ini menyebabkan diperoleh hasil samping berupa kepala, sisik kulit dan tulang. Tulang dan kepala ikan merupakan hasil samping yang mendominasi baik dari skala industri maupun rumah tangga (Murniyati, & Rosmawaty, 2014). Tulang ikan mengandung 60-70% mineral dengan komponen penyusun berupa 30% protein kolagen dan sebagian besar bioapatit, termasuk hidroksiapatit, *carbonated apatite* atau *dahlite* (Riyanto, Maddu & Rahman, 2013). Akan tetapi, pemanfaatan limbah tulang ikan hasil pengolahan cakalang di Indonesia belum dilakukan dengan baik.

Menurut penelitian Hasan dkk (2014) menjelaskan bahwa penambahan hidroksiapatit sebesar 2% dan 5% pada resin akrilik dapat menghasilkan campuran homogen karena bubuk polimer dengan cairan monomer dapat bereaksi dengan menghasilkan monomer sisa yang minimal.

Berdasarkan latar belakang tersebut, penulis berkeinginan untuk melakukan penelitian mengenai pengaruh penambahan 2% dan 5% hidroksiapatit serbuk tulang ikan cakalang terhadap kekerasan permukaan resin akrilik *self-cured* pada mahkota sementara.

1.2 Rumusan Masalah

Apakah penambahan hidroksiapatit dari serbuk tulang ikan cakalang berpengaruh terhadap kekerasan permukaan resin akrilik *self-cured* pada mahkota sementara?

1.3 Tujuan Penelitian

1.3.1 Tujuan Umum

Untuk mengetahui pengaruh penambahan hidroksiapatit dari serbuk tulang ikan cakalang terhadap kekerasan permukaan resin akrilik *self-cured* pada mahkota sementara.

1.3.2 Tujuan Khusus

Tujuan khusus dari penelitian ini adalah:



- 1.3.2.1 Untuk mengetahui kekerasan permukaan resin akrilik *self-cured* tanpa penambahan hidroksipatit yang berasal dari serbuk tulang ikan cakalang.
- 1.3.2.2 Untuk membandingkan kekerasan permukaan resin akrilik *self-cured* untuk mahkota sementara tanpa dan dengan penambahan 2% dan 5% hidroksipatit serbuk tulang ikan cakalang.

1.4 Manfaat Penelitian

1.4.1 Manfaat Akademik

Sebagai media untuk menambah wawasan dan ilmu pengetahuan tentang pemanfaatan hidroksipatit yang diproses dari serbuk tulang ikan cakalang sebagai bahan penguat dalam pembuatan resin akrilik *self-cured* untuk mahkota sementara.

1.4.2 Manfaat Praktis

Memberikan inovasi yang dapat dijadikan pertimbangan baru bagi perusahaan industri maupun tenaga kesehatan untuk Universitas Brawijaya menciptakan suatu bahan penguat dalam proses produksi resin akrilik *self-cured* untuk mahkota sementara.

Repository Universitas Brawijaya

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Mahkota Sementara

Mahkota sementara (provisoris) adalah mahkota tiruan yang sementara dipasangkan pada gigi yang telah dipreparasi sebelum mahkota permanen dibuat (Cleveland CM, 2012).

2.1.1 Tujuan pembuatan mahkota sementara

Ada lima tujuan dasar dari pembuatan mahkota sementara (provisoris). Setiap tujuan berhubungan baik dengan gigi atau gigi individu dan pasien secara keseluruhan (Cleveland CM, 2012):

1. Perlindungan gigi dan/ atau restorasi

Provisoris memberikan perlindungan bagi gigi dari waktu persiapan sampai mahkota akhir disemekan.

2. Memelihara jaringan dan penyembuhan

Restorasi sementara dapat digunakan untuk membantu jaringan gingival dalam membangun kontur yang baik dan dengan proses penyembuhan

3. Estetika

Mahkota sementara dapat bertindak sebagai “draft kasar” untuk dokter gigi dan pasien untuk mendiskusikan penampilan mahkota permanen. Setelah mengenakan provisoris untuk beberapa waktu, pasien dapat meminta perubahan untuk mahkota akhir. Perubahan dapat meliputi warna, bentuk, panjang, embrasure, dan banyak lainnya. Mahkota sementara memungkinkan pasien terbiasa dengan bentuk baru, kontur dan panjang jika ini diubah untuk tujuan kosmetik atau fungsional.

4. Menjaga ruang untuk restorasi baru

Restorasi sementara bertanggung jawab menjaga ruang untuk restorasi akhir. Provisoris harus menyentuh mesial dan distal gigi dari gigi yang dipreparasi serta gigi antagonis. Kontak ini akan membantu mengurangi dan berharap mencegah gigi yang berdekatan bergerak. Jika provisoris terlalu kecil dan tidak memberikan kontak yang memadai, gigi yang berdekatan akan bergerak ke ruang terbuka. Ketika restorasi selesai dan siap untuk didudukkan, mungkin terlalu ketat atau tidak cocok sama



5. Fungsi

Fungsi adalah satu tujuan yang paling dasar dari sebuah mahkota sementara, pasien harus mampu untuk makan (diet dimodifikasi) selama periode waktu untuk menunggu mahkota permanen. Oklusi harus sedikit lebih ringan dari oklusi biasanya untuk memungkinkan pulpa dan ligament periodontal untuk penyembuhan setelah prosedur.

2.1.2 Fungsi mahkota sementara

Gigi yang telah dipreparasi harus dilindungi terhadap macam rangsangan dari sekitar gigi penyangga, termasuk perlindungan terhadap kuman – kuman penyakit (Prajitno HR, 1991). Mahkota sementara (provisoris) ini berfungsi untuk melindungi dentin, menjaga penampilan gigi, serta mencegah gigi yang telah dipreparasi mengalami over erupsi dengan menjaga titik kontak dan oklusi. Selain itu mahkota sementara juga digunakan sebagai jangka pendek atau sementara (jangka menengah) dalam rencana perawatan dan komunikasi dengan laboratorium untuk menentukan keberhasilan klinis mahkota permanen. Provisoris mungkin hanya diperlukan untuk dua sampai enam minggu atau dalam beberapa situasi, namun provisoris harus tetap pada kondisi memuaskan dalam rongga mulut selama 12 – 18 bulan (Shillingburg H, 1996).

2.1.3 Bahan pembuatan mahkota sementara

Banyak pilihan bahan untuk membuat mahkota sementara dari jembatan. Kita bisa memilih dari polimer biasa self-cured akrilik atau yang lebih maju light-cured atau dual-cured resin, serta pre-fabricated mahkota sementara.

Bahan provisoris dapat dikategorikan sebagai berikut (Cleveland CM, 2012):

I. Bis-akrilik

Dimetakrilat , diidentifikasi sebagai :

- a. bisphenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA)
- b. uretan dimetakrilat (UDMA)

II. Akrilik

- a. Methyl metakrilat (MMA)
- b. Etil metakrilat (EMA)
- c. Polymethyl methacrylate (PMMA)
- d. Polietil metakrilat (PEMA)

III. Pre-Fabriasi

a. Logam (Ion):

- i. stainless steel
- ii. aluminium
- iii. emas anodized
- iv. timah
- v. timah-perak

b. Polikarbonat

c. Light-cured metakrilat composite crown

Bis Akrilik

Di antara bahan – bahan yang mungkin tersedia adalah pengisi komposit seperti dimetakrilat, diidentifikasi sebagai Bisphenol A-glisidil metakrilat (BIS-GMA), atau Urethane dimetakrilat (UDMA). Bahan – bahan ini diklasifikasikan sebagai Bisakrilik (Cleveland CM, 2012). Bis-akrilik adalah ester metakrilat multi-fungsional penuh dengan kaca dan/atau silika partikel. Bahan Bis-akrilik populer karena manipulasi mudah dan nyaman bagi pasien. Bis-akrilik menghasilkan bau, panas dan shrinkage yang

minimal selama proses polimerisasi. Variasi warna agak terbatas, mulai dari dua sampai lima pilihan warna (Cleveland CM, 2012).

Akrilik

Resin akrilik biasanya juga dikenal sebagai *Methyl metakrilat* (MMA), *Etil metakrilat* (EMA), *Polimetil metakrilat* (PMMA), dan *Polietil metakrilat* (PEMA). Bahan-bahan ini telah digunakan dalam kedokteran gigi selama bertahun – tahun. Polimer akrilik *Self-cured*, yang diaktifkan secara kimia, memerlukan cairan (monomer) dan bubuk (polimer) yang dicampur dengan konsistensi cairan. Reaksi eksoterm adalah bagian dari proses polimerisasi polimetil metakrilat. Semakin besar jumlah bahan ini digunakan, semakin besar reaksi eksotermis. Penyelesaian proses curing meningkat dengan kenaikan suhu ini dan menjelaskan mengapa lemah, daerah tipis dari *cold curing* akrilik tidak mencapai kekerasan maksimal (Cleveland CM, 2012).

Pre - Fabrikasi

Provisoris pre-fabrikasi datang dalam berbagai bahan. Mereka dapat digunakan untuk anterior atau posterior. Mahkota logam pre-fabrikasi digunakan dalam posterior. Mereka menyediakan cakupan yang baik, kuat, dan paling pas saat interior disesuaikan. Stainless steel sebagai mahkota sementara akan bertahan lebih lama (dalam banyak kasus) dibandingkan dengan bahan lainnya. Mahkota logam datang dalam berbagai ukuran dan dikelompokkan menurut jenis gigi. Untuk provisoris posterior yang sedikit lebih estetis, gigi berwarna mahkota komposit metakrilat harus digunakan. Polikarbonat adalah prefabricasi anterior mahkota anterior. Mereka dapat digunakan sendiri, dengan akrilik untuk menyesuaikan interior.

Semua karakteristik bahan harus dimengerti dan langkah – langkah yang tepat diambil untuk mencegah sensitivitas pasca operasi yang tidak diinginkan atau pulpa



patologi. Dengan pengetahuan yang tepat, asisten dapat dengan aman memanfaatkan bahan-bahan tersebut (Cleveland CM, 2012).

2.1.4 Cara pembuatan mahkota sementara

Dewasa ini, mahkota sementara sering dibuat dari bahan akrilik (self curing). Cara membuatnya sebagian dilakukan diluar mulut kemudian disusul dengan penyesuaian dalam mulut. Cara pembuatan jembatan sementara ada 2 cara (Prajitno HR, 1991):

a. Cara Pertama

- a. Pada model pembahasan dibuatkan model malam pada daerah edentulousnya sehingga membentuk deretan gigi yang utuh.
- b. Cek oklusiannya dengan gigi antagonisnya.
- c. Cetak dengan alginat menggunakan sendok cetak sebagian.
- d. Berilah malam lunak pada daerah undercut.
- e. Buatlah adonan akrilik yang warnanya sesuai dengan warna gigi.
- f. Masukkan adonan akrilik ke dalam cetakan alginat.
- g. Sebelum di cetakkan lagi, permukaan preparasi diulasi dengan silicon grease dan segera cetakkan alginat beradonan akrilik pada pasiennya dengan posisi dan kedudukan yang benar.
- h. Akrilik yang tersisa digunakan untuk mengecek apakah sudah terasa plastis, yaitu saat untuk mengeluarkan-masukkan cetakan tersebut.
- i. Hasil cetakkan dirapikan dan dilakukan pemolesan.
- j. Penyemenan menggunakan Zinc okside eugenol.

b. Cara Kedua

- a. Hasil preparasi gigi dicetak menggunakan alginat

- b. Hasil cetakkan dicor gips sehingga menjadi model gips dengan cetakkan preparasi yang sudah jadi.
- c. Pada model tersebut dibuatkan model malam pada daerah edentulusnya sehingga membentuk deretan gigi yang utuh.
- d. Cek oklusinya dengan gigi antagonisnya.
- e. Cetak dengan alginat menggunakan sendok cetak sebagian.
- f. Berilah malam lunak pada daerah undercut.
- g. Buatlah adonan akrilik yang warnanya sesuai dengan warna gigi.
- h. Masukkan adonan akrilik ke dalam cetakan alginat.
- i. Sebelum di cetakkan lagi, permukaan preparasi diulasi dengan silicon grease dan segera cetakkan alginat beradonan akrilik pada model tersebut dengan posisi dan kedudukan yang benar.
- j. Akrilik yang tersisa digunakan untuk mengecek apakah sudah terasa plastis, yaitu saat untuk mengeluarkan-masukkan cetakan tersebut.
- k. Hasil cetakkan dirapikan dan dilakukan pemolesan.
- l. Penyemenan menggunakan zinc okside eugenol.

Jembatan sementara harus diteliti ketepatannya di dalam mulut, meskipun hanya sementara pemakaiannya. Dalam hal itu dapat digunakan articulating paper untuk mengecek oklusinya supaya tidak terjadi kontak premature dengan gigi antagonisnya.



2.2 Resin Akrilik *Self Cured*

Resin akrilik *Self-cured* disebut juga *chemically cured* atau *autopolymerized resin* atau *pour acrylic* telah dikembangkan di Jerman sejak tahun 1930 dengan kegunaan awalnya sebagai restorasi gigi geligi anterior. Bahan ini juga digunakan terutama dalam prostetik kedokteran gigi untuk konstruksi sendok cetak custom, basis registrasi oklusi dan untuk memperbaiki *denture* yang fraktur. Resin ini terdiri dari *powder MMA-EMA copolymer*, *pigmen*, bahan lainnya dan *liquid MMA* yang dicampurkan selanjutnya mengalami fase pengerasan (Harald *et al.*, 2006).

Self-cured Acrylic tidak tergantung pada pemanasan untuk inisiasi *curing*. Kandungan di dalam *self-cured acrylic* yaitu bahan aman tersier yang fungsinya sebagai inisiator, N,N dimethyl p-toluidine atau asam sulfat biasanya digunakan. Komposisi kimia lainnya mirip dengan *heat cured acrylic*.

Terdapat 2 tipe *self-cured acrylic* yaitu mengandung MMA dan tidak mengandung MMA. *Self-cured Acrylic* yang tidak mengandung MMA digunakan oleh pasien yang sensitif terhadap MMA. Tipe 2 (tanpa kandungan MMA) memiliki efek yang lebih tidak iritasi terhadap jaringan lunak tetapi titik didihnya rendah (MMA 90°C dan untuk *ethyl metacrylat* 67°C) dimana beresiko lebih besar terhadap distorsi saat digunakan atau dibersihkan. Material tipe 2 digunakan untuk konstruksi mahkota temporary dan jembatan.

Tabel 2.1 Klasifikasi tipe *self cured acrylic*

	Type 1	Type 2
Powder	Polymethylmethacrylate Benzoyl Peroxide Pigments	Polyethyl methacrylate Benzoyl Peroxide Pigments
Liuid	Methylmethacrylate Di-n-butylphthalate Amine	Butyl methacrylate Amine

Sumber :Stephen Bonsor *et al.*, 2013



Salah satu contoh merek dagang resin akrilik *self cured* type PMMA yang umum digunakan ialah GC Tempron (GC Corp., Tokyo, Japan). Proses polimerisasi resin akrilik *self-cured* ini lebih efisien dibanding resin akrilik *heat cured*, namun persentase sisa polimer yang ditinggalkan lebih tinggi yakni sekitar 3-5%. Rata-rata ukuran partikel polimer lebih kecil dibanding partikel pada resin akrilik *heat cured* sehingga memfasilitasi monomer tersebut dalam polimernya (Bonsor et al., 2013).

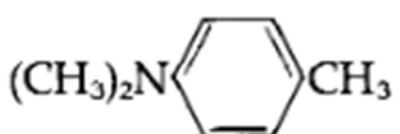
2.2.1 Struktur *Self-cured Acrylic*

Self-cured Acrylic merupakan Resin akrilik *plastic* lentur yang dibentuk dengan menggabungkan molekul-molekul *multiple methyl methacrylate*. Untuk menunjang kegunaannya dalam aplikasi dental, polimer ini dapat diberi warna untuk memberikan berbagai corak dan derajat translusensi (Anusavice, 2003). Sediaan resin akrilik *self-cured* berupa powder & liquid. Cairannya mengandung *methyl metakrilat*. Bubuknya mengandung *poly(methyl methacrylate)*.

Akrilik jenis *self-cured* memiliki nama lain *autopolymerizing materials*, *chemically activated materials*, dan *cold cured material*. Pada saat polimerisasi resin akrilik *self-cured* tidak menggunakan suhu panas. Komposisinya sama dengan bahan *heat cured*, hanya saja pada liquid resin *self-cured acrylic* mengandung bahan aktivator. Zat aktivator umumnya berupa golongan amina organik, dalam hal ini yakni *dimethyl para toluidine* atau *amina tertier*.

Bahan tersebut bereaksi dengan *benzoyl peroxide* pada suhu kamar, maka terbentuk radikal bebas dan reaksi selanjutnya sama seperti *heat cured*, eksotermik. Polimerisasi pada resin akrilik *self-cured acrylic* terjadi segera setelah polimer dan monomer tercampur, sehingga *working time* lebih pendek dibandingkan *heat cured* (Hatrick et al, 2011).

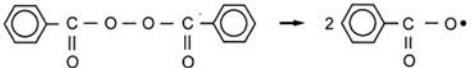
Gambar 2.1 Struktur Inisiator *N,N* dimetil-*p*-toluidin



Sumber : Brauer G.M et al, 1986



Gambar 2.2 Tahap Aktivasi Peroksida siap membela membentuk radikal bebas



Gbr. 12.1 Peroksida benzoil siap membela membentuk dua radikal bebas identik yang dapat mengawali polimerisasi.

Sumber : McCabe & Walls, 2014

2.2 Proses Polimerisasi Resin Akrilik *Self-cured*

Proses polimerisasi resin akrilik self cured mengikuti pola yang terdiri dari empat tahap utama (McCabe & Walls, 2014):

1. Aktivasi (pengaktifan) : Tahap yang meliputi dekomposisi inisiator peroksida menggunakan aktivator kimia (khusus resin akrilik self-cured) seperti pada gambar 2.1, berupa inisiator peroksida adalah amina tertier aromatic seperti N,N' dimetil-p-toluidin.
2. Inisiasi (pengawalan): Tahap dimana reaksi polimerisasi dimulai jika radikal yang terbentuk saat aktivasi , bereaksi dengan molekul suatu monomer.
3. Propagansi (perkembangan, perpanjangan): yaitu tahap dimana radikal bebas yang baru mampu bereaksi dengan monomer-monomer Sifat Mekanik berikutnya. Setiap tahap reaksi menghasilkan spesies reaktif baru yang mampu bereaksi lanjut
4. Terminasi (penghentian): Tahap akhir, merupakan kelanjutan dari reaksi propagasi berlanjut hingga suplai molekul-molekul monomer selesai atau habis. Reaksi-reaksi ini menghasilkan rantai polimer mati (*dead polymer chains*) yang tidak mampu memberikan tambahan.

Tahap-tahap dalam reaksi polimerisasi adisi (Anusavice, 2013)

1. Induksi

Induksi adalah periode dimana molekul inisiator berupa inisiator peroksida adalah amina tertier aromatic seperti N,N' dimetil-p-toluidin. umumnya *benzol peroxide* terurai



menjadi radikal bebas, radikal bebas kemudian bereaksi dengan molekul monomer (*methylmethacrylate*) untuk memulai proses *chain growth*.

2. Propagansi

Propagasi adalah periode dimana molekul yang telah terinisiasi bereaksi dengan *methylmethacrylate* lainnya dan membentuk radikal bebas yang baru dan membentuk perpanjangan rantai.

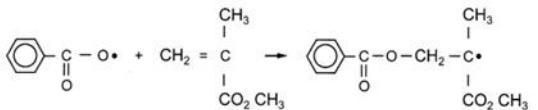
3. Chain transfer

Chain transfer terjadi ketika sebuah radikal bebas bereaksi dengan sebuah molekul *methylmethacrylate* dan menyumbangkan atom hidrogen pada molekul *methylmethacrylate*. Hal ini menyebabkan penataan ulang radikal bebas untuk membentuk ikatan ganda dan menjadi tidak aktif dan menyebabkan monomer *methylmethacrylate* untuk membentuk radikal bebas yang dapat berpartisipasi dalam reaksichain-propagation.

4. Terminasi

Tahap terminasi terjadi ketika dua radikal bebas berinteraksi dan membentuk ikatan kovalen.

Gambar 2.3 Reaksi Peroksida Benzoil dengan metilmetakrilat



Gbr. 12.4 Reaksi dari suatu radikal peroksida benzoil dengan metilmetakrilat membentuk suatu spesies radikal baru. Ini adalah sebagai reaksi inisiasi dalam polimerisasi radikal bebas dari metilmetakrilat.

Sumber : McCabe & Walls, 2014

2.2.3 Sifat Mekanik Resin Akrilik *Self-cured*

Resin akrilik Self Cured berbahan dasar PMMA dilaporkan memiliki kekuatan mekanik yang lebih rendah dari heat-cure (Moradians et al.,1982). Microhardness self cured rata rata 27,882 μm yaitu nilai menengah dibanding heat cured maupun light cured, sedangkan nilai impak fraktur nya yaitu 1.575 KJ/m²yaitu tergolong



tengah-tengah dibanding heat cured maupun light cured (Dar-Odeh et al., 1997). Nilai kekuatan transversal self cured yaitu 84.64 ± 12.93 MPa (Gurbuz et al., 2010)

PMMA ialah resin transparan pada cahaya *visible* dan ultraviolet dengan rentang gelombang 250 nm. Bahan ini merupakan resin yang kaku dengan angka kekerasan Knoop 18-20 KHN. Memiliki kekuatan tensile sekitar 60 MPa, densitas 1,19 g/cm³ dan modulus elastisitas sekitar 2,4 GPa. Nilai tersebut sangatlah stabil: tidak akan diskolorasi pada sinar ultraviolet dan menghambat sifat tanda penuaan (Anusavice, 2013).

Akrilik dengan tipe *self cured* ini tidak lebih kuat daripada *heat cured*, rata-rata yang didapat hingga 80 % kekuatan polimer *heat cured acrylic*. Hal ini dikarenakan berat molekul yang lebih ringan dari polimer yang terbentuk, yang menandakan bahwa terjadi konversi yang rendah dari monomer ke polimer. Akan tetapi, pelepasan internal stress yang rendah karena tidak adanya sumber panas yang digunakan sehingga berpengaruh juga pada rendahnya derajat *shrinkage* resin akrilik *self cured* (Bonsor et al., 2013).

Modulus elasticity dan *modulus of rupture* (Kekuatan Transversal) yang diukur dengan menggunakan Lloyd's Instrument Materials Testing Machine menunjukkan nilai yang paling tinggi diantara material akrilik lainnya dengan nilai 2.807 untuk modulus elastisitasnya dan 64,51 untuk *modulus of rupture*. Modulus elastisitasnya juga lebih tinggi dan stabil dibanding *visible light cure* selama direndam 1 Hari, 1 minggu dan 1 bulan dengan nilai 1.719 setelah direndam 1 bulan. Namun nilai *modulus of rupture* ini tidak berbeda jauh dengan jenis akrilik yang lainnya (Dar-Odeh et al., 1997). Sifat rigidnya berdasarkan penelitian, tidak mengalami perubahan perkembangan yang berarti setelah perlakuan perendaman dengan air selama 1 bulan (McCabe & Wall, 2014).

2.2.4 Sifat Fisik Self-cured Acrylic

- a. Self Cured acrylic memiliki ukuran partikel yang lebih kecil dari pada heat cured acrylic untuk memfasilitasi kelarutan monomer di dalam polimer. Bahan ini memiliki monomer residual sekitar 3-5%, dimana lebih banyak dari variasi heat cured, monomer residual ini berfungsi sebagai plasticizer



yang meningkatkan kelunukan, fleksibilitas, serta ketahanan material sehingga self cured ini lebih mudah dimanipulasi/ dibentuk (Bonsor et al., 2013).

Kestabilan kimianya terhadap panas dibawah 1250C, melunak pada 1250C dan dapat berbentuk moulded sebagai material termoplastik. PMMA mulai mengalami depolimerisasi dan membentuk monomer metilmetakrilat (MMA), yang 90% polimerya akan mengalami depolimerisasi pada suhu rata-rata 4500C (Anusavice, 2013).

Bahan ini memiliki porositas yang menjadi masalah utama dibandingkan dengan variasi heat cured acrylic, yaitu kelarutan self cured ini monomernya tidak larut dalam polimernya pada suhu ruangan. Derajat polimerisasi self cured yang rendah, menyebabkan monomer sisa yang tinggi. Monomer sisa yang tinggi dapat mempengaruhi sifat mekanik dan mengiritasi rongga mulut. Monomer sisa juga dapat mempengaruhi kekuatan dari resin *self cured* (Anusavice, 2013). Porositas dapat dikurangi dengan mempolimerisasi material dibawah tekanan.

Adanya bahan berlebih dalam *mould* akan memastikan bahwa protesa akan tetap dibawah tekanan selama proses *curing* dan pastinya porositas akan terminalisir (Bonsor et al., 2013). Meminimalisir sisa monomer penting dilakukan dan dapat diupayakan dengan cara memanipulasi sesuai W/P rasio yang dianjurkan pabrik serta menggunakan teknik manipulasi *wet packing/dough technique* dibandingkan dengan teknik *sprinkle-on* karena dapat meminimalisir residual monomer (Nik et al., 2014).

Aspek stabilitas, karena mengandung amin tersier *self cured* ini cenderung memiliki stabilitas warna yang rendah sehingga warnanya mudah menguning. Perubahan dimensinya rendah saat setting yaitu 0,1% perubahan dimensi yang terlihat, hal ini karena pengurangan level konversi dari monomer. Reaksi eksotermiknya juga lebih besar dibanding *heat cured* karena mengandung bahan inisiator yang lebih banyak. Inisiator tersebut berkontribusi dalam meningkatkan reaksi eksotermik (Bonsor et al., 2013).

Pencampuran bahan cair dan bubuk diikuti oleh peningkatan viskositas secara bertahap sampai tahap adonan dicapai. Peningkatan visositas ini disebabkan oleh kombinasi perubahan-perubahan fisikal

Repository Univers

Repository Univers

Repository 17Univers

Repository Univers



dan kimiawi yang terjadi di dalam campuran. Butir-butir akrilik lebih kecil terlarutkan dalam monomer ,sedangkan butir-butir yang lebih besar mengabsorbsi monomer sehingga terjadilah pembengkakan. Jadi, perubahan monomer ke polimer mengkontribusi peningkatan viskositas (McCabe & Walls, 2014).

2.2.5 Keuntungan & kerugian *Self-cured acrylic*

Keuntungan dari *self-cured acrylic* diantaranya:

- Prosedur *curing* laboratorium lebih sederhana, yang tidak memerlukan peralatan pemanas.
- Perubahan dimensi lebih sedikit, karena menurunkan penyusutan termal.

Kerugian dari *self-cured acrylic* diantaranya:

- Sisa monomer yang berlebih yang mungkin dapat menyebabkan kemungkinan reaksi alergi yang lebih besar.
- Warna kurang stabil, ini dapat disebabkan dari oksidasi amina, secara bertahap warna menguning.
- Lebih poros dari pada *heat cured acrylic resin*. (Bhat, 2006)

Tabel 2.2 Keuntungan dan Kerugian *Chemically Activated (Resin akrilik self cured)*

Keuntungan	Kerugian
Mudah dan simple, tidak memerlukan peralatan khusus, tidak berbahaya	<i>Mixing</i> yang tidak tepat memicu porositas dan melemahkan material (disebabkan terjebaknya udara saat proses <i>mixing</i>) dan meningkatkan kerentanan terhadap <i>stain</i> . Solusi : Hal ini dapat dikurangi dengan mengatur suhu,waktu & teknik manipulasi secara tepat.



Stabilitas penyimpanan lama, fleksibilitas yang tinggi	Ketidakstabilan warna akibat akselerator aromatic amine oxide : dapat berubah kekuningan selama berjalannya waktu.
Manipulasi <i>working/setting time</i> dari proporsi yang bervariasi	Proses mixing yang tidak tepat menyebabkan ketidakseimbangan derajat <i>curing</i> .
Proses manipulasi material dengan takaran yang tepat akan menghasilkan derajat <i>curing</i> yang sempurna	
Marginal stress rendah akibat proses polimerisasi yang menghasilkan banyak monomer sisa (2-5%)	

Sumber : Philip's, Anusavice ed 12, 2013

2.2.6 Manipulasi *Self-cured acrylic*

Manipulasi dilakukan sesuai dengan takaran W/P ratio yang berbeda sesuai dengan aturan pabrik. Sebuah teori membuktikan bahwa material *cold cured /self-cured acrylic* mencapai fase *dough* lebih cepat dan memiliki *working time* lebih pendek. (Bhat, 2006). Serta menggunakan teknik manipulasi *wet packing/ dough technique* dibandingkan dengan teknik *sprinkle-on* karena dapat meminimalisir residual monomer (jurnal). Manipulasi / polimerisasi bahan dibawah tekanan dapat mengurangi tingkat porositas dan residual monomer.



2.3 Hidroksiapatit

2.3.1 Definisi

Hidroksiapatit adalah material anorganik yang mengandung yang secara kimia dan fisika kandungan mineralnya (kalsium dan fosfor) sama dengan penyusun tulang dan gigi manusia. Hidroksiapatit memiliki rumus kimia ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$). Karena sifat biokompatibilitas, bioaktivitas, dan osteokonduktivitas yang sangat baik, HAp secara luas diselidiki dan dipromosikan di semua bidang penelitian yang terkait biomaterial.. Persen berat ideal untuk hidroksiapatit adalah 39,9% Ca, 18,5% P dan 3,38% OH dan rasio ideal antara Ca/P sebesar 1,67 (Sopyan, 2002).

2.3.2 Sifat Hidroksiapatit

- ### a) Struktur Kristall

Hidroksiapatit memiliki struktur kristal dengan parameter kisi $a_1 = a_2 = a_3 = 9.423\text{ \AA}$ dan $c = 6.875\text{ \AA}$ yang menunjukkan bahwa kristal hidroksiapatit berbentuk heksagonal (Syukri, 2008).

- b) Sifat Mekanik

Sifat mekanik hidroksiapatit yang disintesis bervariasi, Hal ini dikarenakan adanya variasi struktur seperti pengaruh porositas, ukuran butir, adanya pengotor,dan proses pembuatan hidroksiapatit yang bervariasi (Suryadi, 2011). Rasio perbandingan Ca/P juga berpengaruh terhadap sifat mekanik hidroksiapatit. Semakin besar perbandingan rasio Ca/P maka kekuatannya akan semakin meningkat, namun perbandingan tersebut akan mencapai maksimum pada $7 \text{ Ca/P} = 1,67$. Sifat mekanik hidroksiapatit akan turun apabila perbandingan $\text{Ca/P} > 1,67$ atau $\text{Ca/P} < 1,67$ (Suryadi, 2011). Lebih lanjut Rocha (2005) mengemukakan bahwa Jika konsentrasi masing-masing komponen penyusun senyawa hidroksiapatit yang ingin disintesis diketahui kadarnya, maka akan mudah melakukan pendekatan dengan menggunakan rasio ini.

- c) Sifat Kimia

Hidroksiapatit memiliki sifat kimia yang penting yaitu bioaktif, biokompatibel dan *bioabsorbable*. Bioaktif yaitu material tersebut



dapat menyatu dengan tulang dan jaringan, biokompatibel berarti material ini dapat menyatu dengan tulang dan jaringan sekitar yang nantinya dapat menimbulkan respon biologis antara implan dan jaringan, sedangkan *bioabsorbable* yaitu material ini dapat larut sepanjang waktu dalam jaringan tubuh yang nantinya dapat terbentuk jaringan baru pada permukaannya (Gunawarman, 2016).

2.3.3 Hidroksiapatit sebagai Penguat Resin Akrilik

Hidroksiapatit merupakan senyawa keramik kalsium fosfat dan pula anorganik utama dalam tulang dan gigi manusia. Untuk menjadi bahan penguat, hidroksiapatit harus disintesis terlebih dahulu. Hidroksiapatit dapat disintesis dari tulang sapi sebagai bahan baku dengan menggunakan metode presipitasi (Haris, 2016). Beberapa penelitian telah dilakukan. Penambahan sintesis hidroksiapatit dari cangkang telur itik dibuktikan tidak dapat ditembus oleh cairan oral, hal ini sebagai sifat yang ideal. Tetapi, jika terjadi sesuatu absorpsi, basis tidak mampu menahan pertumbuhan bakteri ataupun fungi (McCabe, 2014). Adapun penelitian yang dilakukan oleh Afrizal dan Gunawarman (2016), penambahan serbuk hidroksiapatit cangkang kerang darah dapat dijadikan sebagai salah satu metode penguatan material resin akrilik. Hal tersebut disebabkan oleh adanya kerapatan partikel-partikel atom hidroksiapatit yang tinggi dan halus dalam campuran *powder* dan *liquid* sehingga menghambat laju dislokasi atom resin akrilik (Afrizal dan Gunawarman, 2016).

2.3.4. Macam Hidroksiapatit

Hidroksiapatit dapat dibedakan berdasarkan ion yang menggantikan gugus penyusun hidroksiapatit dan berdasarkan ukuran serbuknya. Berikut macam-macam hidroksiapatit.

a. Berdasarkan ukuran serbuk

Hidroksiapatit dapat digunakan dalam bentuk serbuk maupun bentuk blok untuk mengganti cacat tulang atau rongga yang terjadi karena trauma atau kanker tulang (Moore, 2001). Lebih lanjut Rocha (2005) mengemukakan bahwa, hidroksiapatit yang berasal dari pengolahan serbuk memiliki potensi yang besar sebagai



pengganti tulang karena sifatnya yang mudah terserap oleh tulang dan dapat diterima oleh tubuh. Terdapat dua macam hidroksiapit serbuk yaitu hidroksiapit ukuran mikro dan nano. Hidroksiapit dengan ukuran mikro memiliki luas permukaan yang kecil dan memiliki ikatan kristal yang kuat sehingga mudah diserap oleh tubuh, meningkatkan biostabilitas dan kekuatan, sedangkan hidroksiapit dengan struktur nano memiliki kerapatan, kekuatan dan sifat bioaktif yang lebih

b. Berdasarkan gugus penyusunnya

Salah satu ion yang banyak menggantikan gugus penyusun hidroksiapit adalah ion karbonat. Terdapat dua mekanisme substitusi gugus karbonat dalam senyawa hidroksiapit, yaitu pada saat proses pemanasan dengan temperatur rendah ion karbonat menggantikan gugus pospat menghasilkan apatit karbonat tipe B, sedangkan pada saat proses pemanasan dengan temperatur tinggi ion karbonat menggantikan gugus karboksil menghasilkan apatit karbonat tipe A (Qori, 2008).

2.3.5 Metode Sintesis Hidroksiapit

Sintesa serbuk hidroksiapit menggunakan metode presipitasi telah berhasil dilakukan pada banyak penelitian. Metode tersebut sering digunakan karena metode ini dianggap paling sederhana untuk sintesis hidroksiapit (Mohammad, Othman & Yee-Yeoh, 2014). Pada penelitian ini proses sintesis yang dipilih yaitu proses presipitasi dengan menambahkan reaksi asam-basa yang menghasilkan padatan kristalin (garam hasil reaksi) serta air. Stabilitas hidroksiapit yang disintesis dengan metode presipitasi mudah dipengaruhi oleh pH, sehingga perlu dilakukan penambahan larutan yang bersifat basa mencapai pH 10 (Mutmainnah dkk, 2017).

Adapun beberapa keuntungan dalam pembuatan sintesis hidroksiapit yaitu (Suryadi, 2011):

- Hidroksiapit yang disintesis relatif banyak tanpa memerlukan pelarut organik.
- Proses yang sederhana dengan hasil yang besar yakni 87%.

- Tidak terjadi kontaminasi asing dan air merupakan hasil sampingnya.
- Memerlukan reagen yang tidak mahal dan produk CaP dengan fasa yang bervariasi dan mudah diperoleh.

2.4 Ikan Cakalang (*Katsuwonus pelamis*)

Ikan Cakalang merupakan ikan laut yang terdapat di Indonesia dan sering kali dikonsumsi oleh masyarakat. Ikan cakalang termasuk ikan yang memiliki rangka tulang yang keras dan merupakan spesies perenang dengan kecepatan mencapai 50-8- km/jam. Ikan ini biasanya hidup bergerombol dan memangsa ikan-ikan kecil, *crustaceae* dan *mollusca* (Kuncoro dan Wiharto, 2009). Selain itu, ciri khas ikan cakalang yaitu memiliki 4-6 garis berwarna hitam yang memanjang di samping bagian tubuh. Ikan cakalang pada umumnya mempunya berat sekitar 0,5-11,5 kg serta panjang sekitar 30-80 cm (Matsumoto, *et al*, 1984).

Berdasarkan ukurannya, ikan cakalang dibedakan menjadi dua kelompok yaitu ikan cakalang besar yang berukuran 225 cm dengan dan ikan cakalang kecil dengan ukuran 100 cm dan dapat hidup 12-15 tahun. Ikan cakalang besar terdiri dari (Kuncoro dan Wiharto, 2009):

1. *Thunnus albacares* (Yellowfin Cakalang/ Madidahang)
2. *Thunnus obesus* (Big eye Cakalang/Cakalang Mata Besar)
3. *Thunnus macoyii* (Southern Bluefin Cakalang/ Cakalang Sirip Biru Selatan)
4. *Thunnus alalunga* (Albacore)

Ikan cakalang kecil terdiri dari:

1. *Katsuwonus pelamis* (Skipjack Cakalang/ Cakalang)
2. *Euthynnus sp* dan *Auxis spp*(Small Cakalang/ Tongkol)



Gambar 2.5 Ikan Cakalang (*Katsuwonus per*

Gambar 2.5 Ikan Cakalang (*Katsuwonus pelamis*)



Sumber : www.fishbase.org

Ikan cakalang merupakan jenis ikan cakalang dalam spesies *Katsuwonus pelamis*. Cakalang dapat diklasifikasikan sebagai berikut (Saanin, 1984):

Kingdom	: <i>Animalia</i>
Phylum	: <i>Chordata</i>
Subfilum	: <i>Vertebrata</i>
Kelas	: <i>Pisces</i>
Ordo	: <i>Perciformes</i>
Sub Ordo	: <i>Scombroidea</i>
Famili	: <i>Scombroidae</i>
Sub Famili	: <i>Thunninae</i>
Genus	: <i>Katsuwonus</i>
Species	: <i>Katsuwonus pelamis</i>

Tulang ikan mengandung kalsium terbanyak di antara bagian tubuh ikan yang lain karena unsur utama dari ulang ikan adalah kalsium, fosfor, dan karbonat (Trilaksani dkk, 2006).

2.5 Kekerasan Permukaan

Kekerasan merupakan salah satu sifat dari material yang memberikan kemampuan untuk menahan kekuatan ketika diberikan tekanan. Kekerasan juga merupakan salah satu karakteristik mekanik yang digunakan untuk memprediksi keausan dari suatu material (Savabi, et al, 2013)



Resin akrilik memiliki salah satu sifat yakni menyerap air secara perlahan dalam jangka waktu tertentu, penyerapan air pada celah yang terletak pada struktur pembentuk resin akrilik. Polimetil metakrilat menyerap air relatif sedikit ketika pada keadaan lingkungan basah. Namun, air terserap ini menimbulkan efek pada sifat fisik dan mekanik polimer seperti penurunan kekuatan fleksural, impak, kekerasan dan perubahan warna. Molekul kecil seperti larutan atau air bertindak sebagai pelemah ikatan rantai polimer yang berdifusi kedalam ikatan rantai polimer, sehingga ikatan rantai polimer terganggu dan menyebabkan turunnya kekerasan resin akrilik.

2.6 Vickers Microhardness Tester

Uji kekerasan Vickers banyak dilakukan pada penelitian, karena metode tersebut memberikan hasil berupa skala kekerasan yang kontinu. Uji kekerasan Vickers menggunakan prinsip pengujian kekerasan yang sama dengan yang digunakan dalam uji Brinell. Meskipun impresi berbentuk bujur sangkar, bukan bulat, metode untuk menghitung angka kekerasan Vickers (biasanya disingkat VH atau VHN) adalah sama dengan BHN karena beban dibagi dengan area indentasi yang diproyeksikan (Anusavice, 2013). Alat ini digunakan untuk menguji benda yang kecil. Prinsipnya adalah dengan menekan ujung pengujian ke permukaan beda pada beban dan waktu tertentu (Craig, 2002). Adapun rumus kekerasan permukaan menggunakan metode vickers adalah:

$$HVN = \frac{F}{d^2}$$

Keterangan:

HVN: nilai kekerasan vickers

F: gaya yang diberikan (kgf)

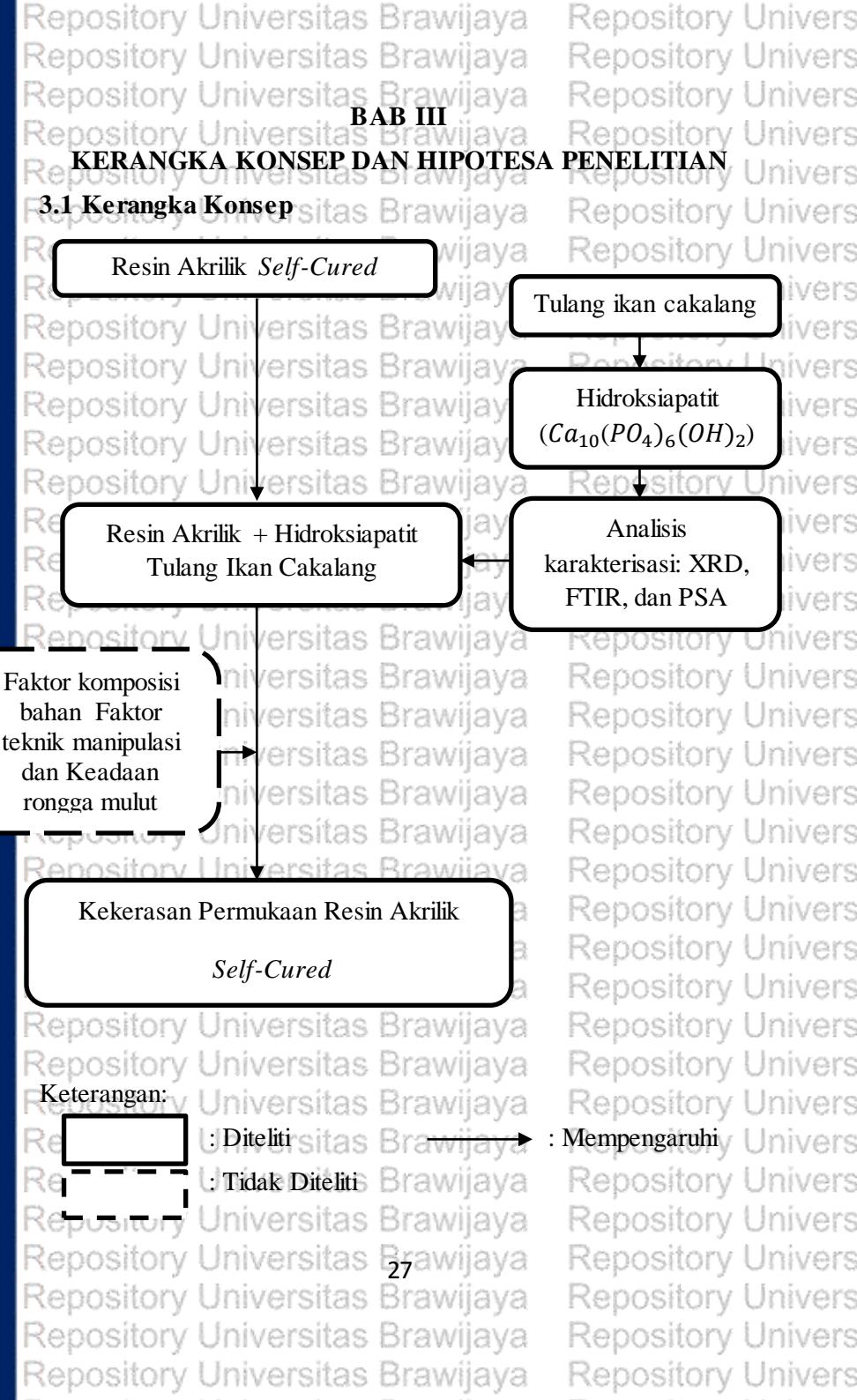
d: diagonal goresan (mm)



Gambar 2.6 Micro Vickers Hardness Tester



Sumber: Shimadzu, 2017





3.2 Penjelasan Konsep Penelitian

Resin akrilik polimerisasi kimia merupakan bahan yang kerap digunakan dalam bidang prostodonti. Salah satunya sebagai bahan pada GTJ (Gigi Tiruan Jembatan). Resin akrilik ini memiliki kelebihan yakni tidak memerlukan energi termal dalam proses pembuatannya, tidak mengalami diskolorisasi dalam cahaya ultraviolet, secara kimiawi stabil dalam panas dan dapat dibentuk seperti bahan termoplastik. Namun, resin akrilik polimetil-metakrilat mempunyai kekurangan yaitu residu monomer yang meningkatkan resiko reaksi jaringan dan menurunkan resistensi terhadap fraktur. Untuk memperbaiki kelemahan tersebut maka ditambahkan bahan penguat yang bersifat alami berasal dari tulang ikan cakalang yang mengandung hidroksiapatit (Saleha, 2015).

Tulang ikan cakalang yang mengandung hidroksiapatit dibuat serbuk melalui proses ball milling untuk mengubah serbuk menjadi ukuran mikro dan menghaluskan serbuk, kemudian dilakukan sintesis hidroksiapatit dengan metode presipitasi untuk mendapatkan sifat bahan biokeramik, lalu dilakukan karakterisasi FTIR untuk mengetahui gugus fungsi, karakterisasi XRD untuk menganalisis unsur atau kristalin dari hidroksiapatit dan karakterisasi PSA untuk mengetahui ukuran partikel dari hidroksiapatit. Serbuk tulang ikan cakalang yang mengandung hiroksiapatit dicampurkan pada polimer dan monomer sesuai komposisi resin akrilik dengan takaran tertentu hingga homogen kemudian dimanipulasi hingga menunjukkan fase *dough* dan akrilik dibiarkan berpolimerisasi. Setelah itu, dilakukan pengujian kekerasan dengan alat *micro Vicker Hardness Tester*. Kekerasan resin akrilik dengan penambahan hidroksiapatit dapat dipengaruhi oleh faktor komposisi bahan dan manipulasi.

3.3 Hipotesis Penelitian

Penambahan serbuk hidroksiapatit tulang ikan cakalang pada bubuk polimer sebelum manipulasi dapat berpengaruh positif pada kekerasan permukaan resin akrilik *self-cured* pada mahkota sementara.

Repository Universitas Brawijaya
BAB IV
METODE PENELITIAN

4.1 Desain Penelitian

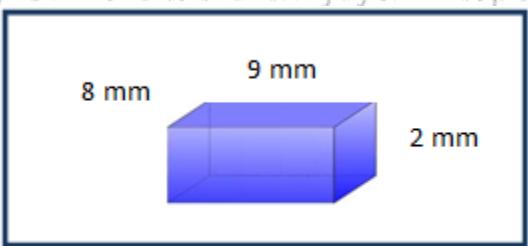
Penelitian yang dilakukan menggunakan desain penelitian eksperimental laboratoris *post-test-only control grup design*. Dimana terdapat dua kelompok yaitu kelompok eksperimen dan kelompok kontrol. Kelompok eksperimen diberi perlakuan sedangkan kelompok kontrol tidak diberi perlakuan (Sugiyono, 2012). Melalui rancangan ini, memungkinkan peneliti mengukur pengaruh perlakuan pada kelompok eksperimen dengan cara membandingkan kelompok tersebut dengan kelompok kontrol (Notoatmodjo, 2010).

4.2 Sampel Penelitian

4.2.1 Bentuk dan Ukuran Sampel

Pada penelitian ini, sampel yang digunakan adalah lempeng resin akrilik self cured dari model induk yang terbuat dari logam dengan ukuran panjang 9 mm, lebar 8 mm dan tebal 2 mm.

Gambar 4.1 Lempeng Resin Akrilik



4.2.2 Kriteria Sampel

Sampel penelitian ini adalah polimer akrilik yang memenuhi kriteria:

1. Permukaan sampel halus dan rata
2. Sampel tidak poros
3. Campuran homogen
4. Bentuk dan ukuran sampel sesuai ditentukan

kriteria yang telah



4.2.3 Jumlah Sampel

Jumlah sampel tiap perlakuan yang digunakan pada penelitian ini menggunakan rumus Hulley menurut (Notoatmodjo, 2010) yakni:

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

Keterangan:

n : Jumlah sampel per perlakuan

t : Jumlah perlakuan

Dalam penelitian ini menggunakan 3 perlakuan, sehingga perhitungan jumlah sampel (n) dapat ditentukan dengan:

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

$$(n-1)(3-1) \geq 15$$

$$2n - 2 \geq 15$$

$$2n \geq 17$$

$$n \geq 17/2$$

$$n \geq 8,5$$

$$n = 9$$

Dari perhitungan di atas, didapatkan masing-masing kelompok minimal sebanyak 9 sampel. Jumlah keseluruhan sebanyak 27 sampel untuk 3 kelompok perlakuan.

4.2.4 Pembagian Kelompok Sampel

Kelompok 1: Resin akrilik *self-cured* yang diberi penambahan 0% bubuk hidroksiapatit dari bubuk resin akrilik

Kelompok 2: Resin akrilik *self-cured* yang diberi penambahan 2% bubuk hidroksiapatit dari bubuk resin akrilik

Kelompok 3: Resin akrilik *self-cured* yang diberi penambahan 5% bubuk hidroksiapatit dari bubuk resin akrilik

4.3 Variabel Penelitian.

4.3.1 Variabel Bebas

Variabel bebas pada penelitian ini adalah resin akrilik *self-cured* dengan penambahan serbuk hidroksiapatit 0%, 2%, 5% pada bubuk akrilik.

4.3.2 Variabel Terikat

Kekerasan *lempeng resin akrilik self-cured* yang diuji menggunakan alat uji *Vickers Micro-hardness Tester* setelah diberi penambahan serbuk hidroksiapatit tulang ikan Cakalang 0%, 2%, 5% pada bubuk resin akrilik.

4.3.3 Variabel Terkendali

- a. Pembuatan Tepung hidroksiapatit dan karakterisasi tulang ikan Cakalang
- b. Pembuatan sampel
- c. Perbandingan komposisi resin akrilik *self-cured*
- d. Cara uji kekerasan sampel akrilik *self-cured*

4.4 Lokasi dan Waktu Penelitian

Lokasi penelitian ini dilakukan pada :

- a. Penghalusan serbuk hidroksiapatit dengan metode *ball milling* dilakukan di Laboratorium Teknik Mesin Fakultas Teknik Politeknik Negeri Malang.
- b. Pembuatan serbuk hidroksiapatit dilakukan di Laboratorium Teknologi Hasil Perikanan Fakultas Perikanan dan Ilmu Kelautan Universitas Brawijaya.
- c. Pembuatan sampel resin akrilik *Self-Cured* dilakukan di Laboratorium *Skills Lab* Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya.
- d. Pengujian Kekerasan resin akrilik *Self-Cured* dilakukan di Laboratorium Teknik Mesin Universitas Negeri Malang.
- e. Pengujian XRD dilakukan di Laboratorium Sentral Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Universitas Negeri Malang.
- f. Pengujian FTIR dan PSA dilakukan di Laboratorium Sentral Ilmu Hayati (LSIH) Universitas Brawijaya.

Waktu penelitian ini dimulai dari proses membuatan serbuk hidroksiapatit pada bulan Januari 2020 dan pengukuran kekerasan resin akrilik *Self-Cured* dimulai pada bulan Februari 2020.

4.5 Alat dan Bahan Penelitian

4.5.1 Alat Penelitian

1. Koran bekas
2. Kain lap putih



4.5.2 Bahan Penelitian

3. Alat uji kekerasan *microhardness Vickers*
4. Kuvet
5. Master Cetakan berukuran 9 mm, lebar 8 mm dan tebal 2 mm
6. Alat press
7. Oven
8. Vibrator
9. Mangkuk porselin
10. Gelas ukur
11. Mangkuk karet
12. Pinset
13. Spatula gips
14. Pisau gips
15. Pisau model
16. Batang pengaduk
17. Corong buchner
18. Tanur *Thermo Scientific Heraus*
19. Ayakan *Retsch Sieve and Shaker AS 100 basic*
20. *Hydrolic bench press*
21. *Stirring hot plate Thermo Scientific®Cimarec*
22. *Straight-handpiece*
23. Jangka sorong/penggaris
24. Ayakan 200 mesh
25. Plastik Celopan
26. Amplas no.400 dan 600 grid
27. Alat uji *Vickers Micro-hardness Tester*, Shimadzu, Jepang dengan beban dibawah 25 gram



10. Kertas saring *whatman* no. 42

4.6 Definisi Operasional

4.6.1 Bubuk hidroksiapatit didapatkan melalui sintesis dari tulang ikan cakalang yang dihaluskan dengan proses ball milling dengan metode high energy milling lalu hasil mixing diayak menggunakan ayakan 100 mesh dilanjutkan metode presipitasi yaitu dengan penambahan larutan yang bersifat basa hingga mencapai pH 10 (Mutmainnah dkk, 2017). Serbuk hidroksiapatit ditambahkan ke dalam polimer resin akrilik self-cured sebesar 0%, 2%, 5% dari berat bubuk resin akrilik self-cured.

4.6.2 Lempeng akrilik self-cured merupakan lempeng terbuat dari resin akrilik yang tidak memerlukan energi termal dalam polimerisasinya dimana dibantu oleh aktivator kimia. Aktivasi kimia yang dimaksud dapat terjadi karena adanya penambahan tertiary amine, misalnya dimethyl-para-toluidine pada cairan monomer. (Anusavice, 2013)..

4.6.3 Analisis FTIR adalah suatu analisis untuk mengetahui gugus fungsi atau untuk mengetahui komponen tertentu dalam sampel ditunjukkan dengan gambaran puncak pada suatu bilangan gelombang tertentu

4.6.4 Analisis XRD adalah analisis yang bertujuan untuk mengetahui komposisi *unsur*, struktur dan karakteristik kristal dari hidroksiapatit.

4.6.5 Analisis PSA adalah suatu analisis yang bertujuan untuk mengetahui dari ukuran hidraksiapatis dalam bentuk serbuk. Ukuran distribusi partikel ditetapkan dengan hamburan cahaya yang dinamis.

4.6.6 Kekerasan adalah salah satu sifat dari material yang memberikan kemampuan untuk menahan kekuatan ketika diberikan tekanan (Dewi dkk, 2016). Tekanan pada kekerasan permukaan dapat diukur dengan menggunakan *Vickers Micro-hardness Tester*, Shimadzu, Jepang dengan beban minor sebesar 1 kgf hingga 1000 kgf.



4.7 Cara Kerja

4.7.1 Pembuatan Serbuk Hidroksiapatit

1. Persiapan Tulang Awal

- a) Tulang ikan cakalang yang akan dijadikan tepung hidroksiapatit dicuci terlebih dahulu kemudian direbus selama ±2jam, lalu dikeringkan di bawah sinar matahari selama 14 hari.
- b) Setelah kering, tulang ikan direndam di dalam larutan aseton (CH_3COCH_3) selama 3×24 jam (setiap 1×24 jam larutan diganti) dan diuapkan pada suhu kamar hingga aroma asetonnya hilang. Kemudian tulang ikan cakalang dipanaskan dengan oven selama 4 jam pada suhu $105^{\circ}C$ dan ditempa menjadi bagian-bagian yang lebih kecil

2. Preparasi Hidroksiapatit dan Pembuatan Serbuk Kalsium Oksida (CaO).

- a) Tulang ikan cakalang ditimbang sebanyak 80,04 gram dan dipanaskan dengan menggunakan oven 2 jam.
- b) Lakukan kalsinasi pada suhu $900^{\circ}C$ selama 5 jam, timbang bobot sampel lalu haluskan dengan lumping dan alu.
- c) Kemudian diayak dengan menggunakan ayakan 100 mesh untuk mendapatkan serbuk yang homogen.
- d) Siapkan bola *ball mill* dan tulang ikan cakalang yang telah dipreparasi dengan rasio sampel : bola = 1 : 4
- e) Masukkan serbuk ikan cakalang dan bola penghancur (*ball*) ke dalam wadah (*jar*) HEM-E3D yang sebelumnya telah dicuci dengan etanol.
- f) Operasikan *ball mill* dengan kecepatan 300 rp, selama 24 jam (Rachmania, 2012).
- g) Ketika dua bola bertumbukan mengakibatkan benturan dari bola-bola penghancur sehingga partikel serbuk memperoleh tekanan.
- h) Beban yang diberikan bola tersebut akan membuat serbuk terdeformasi dan pada akhirnya akan hancur. Partikel di dalam *jar* akan mengalami tumbukan secara berulang-ulang

- Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
hingga ukurannya menjadi *micropartikel* (Sarimai dkk, 2016).
- i) Lakukan pengayakan menggunakan ayakan 100 *mesh*.
3. Sintesis Hidroksiapatit
- a) Serbuk CaO ditimbang sebanyak 7,4094 gram dan dimasukkan ke dalam gelas kimia 300ml untuk ditambahkan 100 ml aquades hingga terbentuk suspensi.
 - b) Lalu lakukan pengadukan dengan kecepatan 700rpm selama 1 jam pada suhu 90°C dan ditambahkan larutan asam phosphat 0,6 M sebanyak 100 ml secara perlahan dengan kecepatan 1 ml/menit dengan buret.
 - c) Setelah larutan asam phosphat habis, dilanjutkan dengan pengadukan lanjutan dengan kecepatan 700 rpm selama 1 jam pada suhu 90°C.
 - d) Ukur pH larutan menggunakan larutan natrium hidroksida (NaOH) 1M hingga mencapai pH 10.
 - e) Diamkan larutan selama 60 jam hingga terbentuk endapan dan hasil endapan disaring dengan corong Buchner selama 4 jam kemudian dicuci sebanyak 3 kali dengan aquades.
 - f) Endapan dipanaskan selama 2 jam pada suhu 105°C dan suhu 900°C selama 5 jam (Mutmainnah dkk, 2017)

4. Uji FTIR (*Fourier Transform Infrared*)

Masukkan sampel yang berbentuk serbuk dan telah melewati proses *ball milling* ke dalam *pellet press* secara merata yang telah dihubungkan dengan pompa hidrolik serta pompa vakum selama 15 menit. *Pellet* yang terbentuk paling tidak memiliki ketebalan 0,3 mm, kemudian *pellet* dibuka secara hati-hati dan dipindahkan ke dalam *holder* dengan spatula. Selanjutnya lakukan analisa gugus fungsi dengan kecepatan normal dan ekspansi transmisi 100x.

5. Uji XRD (*X-Ray Diffraction Analysis*)

Alat dikalibrasi terlebih dahulu sebelum digunakan, Jurnal Universitas Brawijaya, Volume 10 Nomor 1, Tahun 2018, halaman 35. menempatkan 2 mg sampel dalam *holder* pada difraktometer. Arus generator sebesar 30mA dan tegangan 40 Kv dengan sumber panjang gelombang sebesar 1,5406 Å. Berdasarkan intensitas dan



sudut 2 teridentifikasi sebagai hasil difraktor yang diperoleh. Penentuan fase mengacu pada *Joint Committee on Powder Diffraction Standard (JCPDS)* (Mutmainnah dkk, 2017).

6. Uji PSA (*Particle Size Analyzer*)

Proses pengukuran partikel dilakukan pada sampel yang berbentuk larutan dengan alat PSA (*Particle Size Analyzer*) Cilas 1190 Liquid menggunakan metode *Dynamic Light Scattering (DLS)* yang memanfaatkan hamburan sinar infrared. Larutkan sampel dengan menggunakan aquades kemudian dipanaskan untuk membentuk larutan suspensi.

4.7.2 Pembuatan Sample

- a) Siapkan masing-masing powder akrilik self-cured sesuai takaran pabrik
- b) Timbang bubuk hidroksiapatit tulang ikan cakalang masing-masing sebanyak 0,02gr dan 0,05gr masing-masing 9 kali.
- c) Siapkan master model cetakan balok dengan ukuran 9 mm x 8 mm x 2 mm
- d) Membuat adonan gips tipe 2 (warna putih) dengan perbandingan 50 gram gips dan 15 ml air dalam rubber bowl, lalu dimanipulasi dengan menggunakan spatula gips di atas vibrator.
- e) Mengulas seluruh permukaan kuvet dengan vaseline secara tipis dan merata, lalu mengisi kuvet bawah dengan adonan gips tipe 2 (warna putih) hingga terisi penuh.
- f) Selanjutnya model master sampel logam kuningan yang sudah diolesi vaseline dibenamkan didalam adonan gips tipe 2 dengan posisi mendatar sampai setengah bagian, kemudian ditunggu hingga mengeras (*setting*).
- g) Setelah gips mengeras, permukaan gips dan model master diolesi vaseline, lalu kuvet lawan dipasang dan diisi adonan gips tipe 2 (warna putih) hingga terisi penuh (dilakukan sambil divibrasi).
- h) Kuvet dilakukan pengepresan dengan alat press, tunggu sampai setting, lalu dilakukan pembukaan kuvet. Model master dikeluarkan dan mold gypsum dibersihkan dari

- vaseline menggunakan air mengalir hangat. Setelah kuvet dingin, mold gypsum diolesi dengan selapis tipis *cold mould seal* (CMS) dan tunggu hingga kering.
- i) Melakukan manipulasi resin akrilik *self cured* selama 20-30 detik menggunakan *Compression molding technique*. Dengan perbandingan bubuk dan monomer yaitu 1 gram : 0,5 ml.
 - j) Ketika resin akrilik *self cured* mencapai fase *dough*, resin akrilik *self cured* kemudian diaplikasikan pada *mold* gypsum.
 - k) Kuvet lawan dipasang, kemudian press dengan alat *hydrolic press* tunggu hingga 10 menit.
 - l) Setelah 10 menit, kuvet dibuka dan resin akrilik *self cured* dibiarkan berpolimerisasi di udara selama 30 menit (Anusavice, 2013).
 - m) Hasil akhir, akrilik dilepaskan dari *mould* dan dirapikan untuk menghilangkan bagian yang tajam dengan menggunakan *straight-handpiece* kemudian haluskan permukaan dengan kertas pasir ukuran 600 grid selama 3 menit. Lalu pulas dan ukur basis akrilik dengan menggunakan jangka sorong atau kaliper untuk memastikan ukuran dari sampel sesuai (Mutmainnah dkk, 2017).

4.8 Uji Kekerasan

Lempeng resin akrilik *self-cured* dapat diuji kekerasannya menggunakan berbagai metode, diantaranya metode Vickers. Metode ini dilakukan dengan menggunakan alat uji *Microhardness Vickers Tester*.

Gambar 4.2 Alat Uji Kekerasan Microvickers

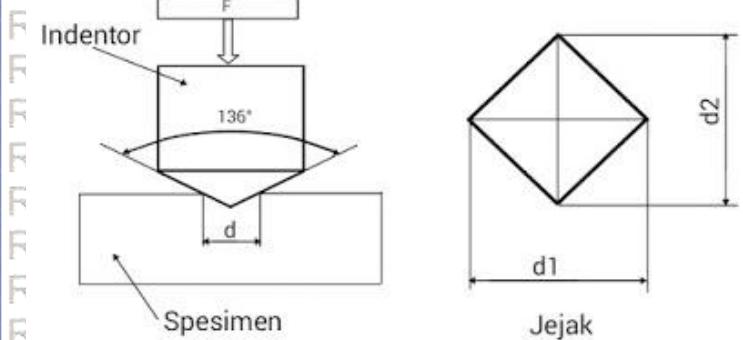


Sumber: Shimadzu, 2017



Uji kekerasan Vickers banyak dilakukan pada penelitian, karena metode tersebut memberikan hasil berupa skala kekerasan yang kontinu. Metode tersebut menggunakan penumbuk piramida intan yang dasarnya berbentuk bujur sangkar. Besarnya sudut antara permukaan-permukaan piramida yang saling berhadapan adalah 136° . Sudut ini dipilih karena nilai tersebut mendekati sebagian besar nilai perbandingan yang diinginkan antara diameter lekukan dan diameter bola penumbuk pada uji kekerasan brinell (Mochammad Alan Robbina, 2012)

Gambar 4.3 Mekanisme Alat Uji Vickers



Penghitungan nilai kekerasan vickers (HVN) dapat dilakukan dengan mengukur diagonal goresan yang terjadi pada bahan.

Rumus penghitungan HVN adalah sebagai berikut :

$$HVN = \frac{F}{A} \times \sin \frac{136^\circ}{2}$$

Disederhanakan menjadi:

$$HVN = 1,854 \frac{F}{d^2}$$

Dimana :

HVN: nilai kekerasan vickers

F: force yang diberikan (kgf)

A: luas permukaan goresan (mm^2)

d: diagonal goresan (mm)

4.9 Analisis Data

Uji statistik penelitian menggunakan uji *one-way* ANOVA

dengan syarat yang harus dipenuhi adalah normalitas dan homogenitas pada data penelitian.

1. Uji normalitas data Shapiro-Wilk

Uji dilakukan untuk mengetahui distribusi normal populasi data penelitian, dikarenakan data bersifat numerik dan sampel ≤ 50 . Tingkat kesalahan penelitian (α) yang digunakan yaitu sebesar 5% (0,05). Hasil uji dinyatakan normal dengan hasil $p > 0,05$.

2. Uji homogenitas Levene's Test

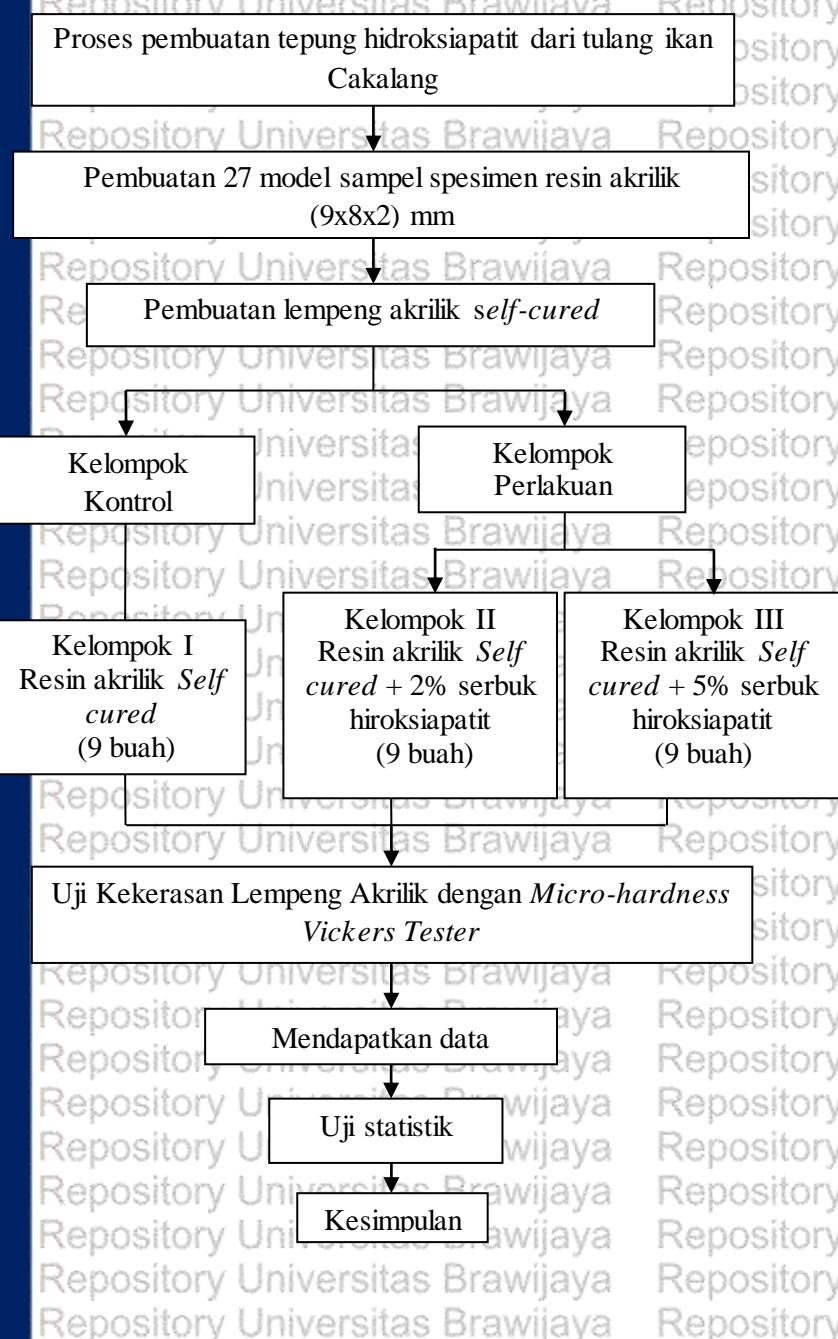
Homogenitas diuji dan dinyatakan terpenuhi apabila hasil menunjukkan $p > 0,05$.

3. Uji Statistik *one-way* ANOVA

Jika data berdistribusi normal dan homogen, uji statistik dilakukan untuk melihat adapanya perbedaan kekerasan permukaan antar kelompok kontrol (0%) dan kelompok perlakuan (2% dan 5%) dengan derajat kepercayaan 95%.



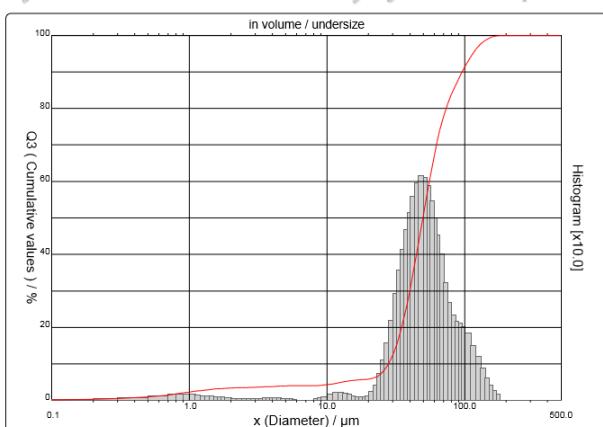
4.10 Alur Penelitian



5.1 Hasil Penelitian

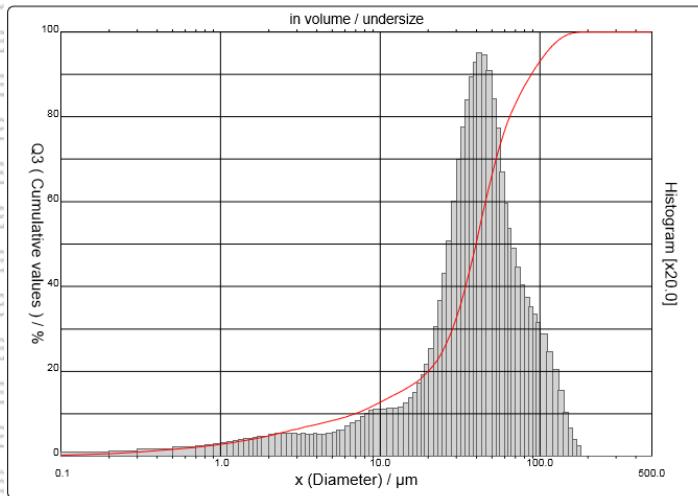
Penelitian ini memiliki tujuan untuk membandingkan dan melihat pengaruh penambahan hidroksiapit terhadap kekerasan permukaan resin akrilik *self-cured*. Penelitian ini dimulai dari didapatkannya serbuk tulang ikan cakalang yang telah melewati proses hingga tahap pemanasan oven pada suhu 900°C pertama. Setelah itu dilakukan proses *milling* untuk memperkecil ukuran serbuk tulang ikan cakalang. Serbuk tulang ikan cakalang selanjutnya melalui proses sintesis hidroksiapit dan kalsinasi untuk mendapatkan senyawa pembentuk hidroksiapit. Kemudian, Serbuk hidroksiapit hasil dari kalsinasi dan bubuk polimer resin akrilik *self-cured* dilakukan uji *Particle Size Analysis* (PSA) untuk mengetahui ukuran partikel keduanya. Berikut ini adalah hasil uji PSA pada gambar 5.1 dan 5.2.

Gambar 5.1 Hasil Uji PSA Resin Akrilik *Self-Cured*



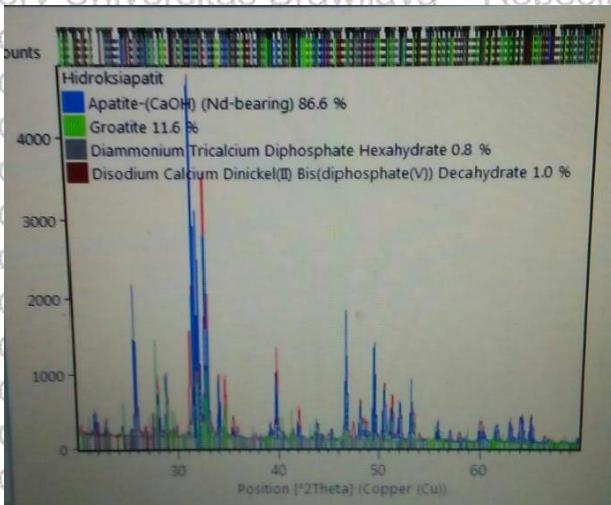


Gambar 5.2 Hasil Uji PSA Serbuk Hidroksiapatit



Berdasarkan hasil uji PSA di atas dapat dilihat ukuran rerata dari hidroksiapatit sebesar $55.19 \mu\text{m}$ dan ukuran rerata serbuk hidroksiapatit yaitu sebesar $44.77 \mu\text{m}$. Kemudian dilakukan uji karakterisasi XRD untuk melihat komposisi unsur dan fase hidroksiapatit di dalam serbuk hidroksiapatit yang telah melalui proses sintesis.

Gambar 5.3 Hasil Uji XRD



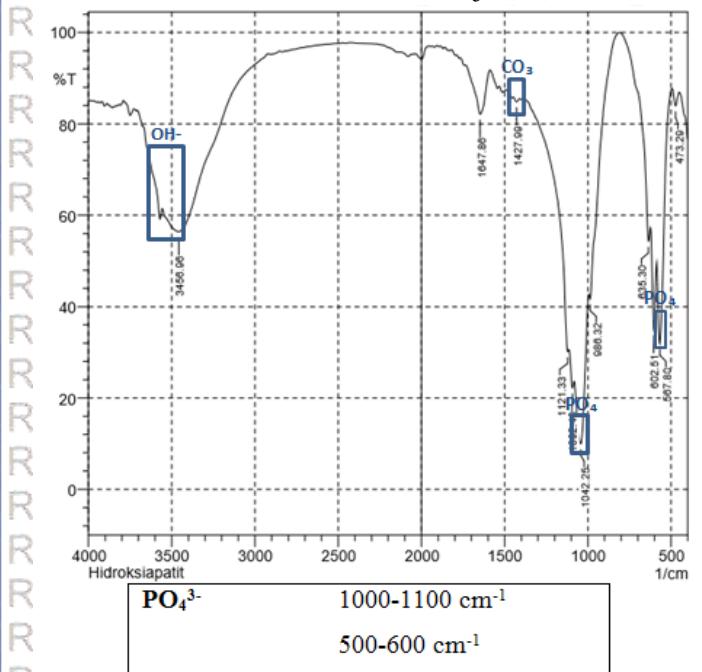
dasarkan hasil analisis XRD dapat disimpulkan bahwa oksiapatit teridentifikasi sebagai fase hidroksiapitit, hal kan puncak-puncak difraksi sampel dapat dicocokkan i kesesuaian dengan data ICSD yakni sebesar 86.6% eh unsur apatit. Terdapat tiga puncak difraksi lain .4% yang tidak teridentifikasi. Hal ini dapat disebabkan sintesis yang kurang sempurna.

Tahap selanjutnya dilakukan analisis spektroskopi FTIR yang bertujuan untuk mengidentifikasi zat atau senyawa yang terkandung pada suatu sampel yang ditunjukkan dengan adanya puncak pada suatu bilangan gelombang tertentu. Karakterisasi ini dilakukan untuk mendapatkan informasi yang valid mengenai vibrasi atau getaran dari senyawa fosfat, karbonat dan senyawa amida untuk memastikan pembuatan senyawa hidroksipatit tanpa asosiasi dari gugus organik (Venkatesan dan Kim, 2010).



Hidroksiapatit memiliki kandungan beberapa gugus fungsi yaitu gugus OH⁻, gugus CO₃²⁻ dan gugus PO₄³⁻ (Prabarakan dan Rajeswari, 2006).

Tabel 5.1 Hasil Uji FTIR



Indikasi pertama pembentukan senyawa hidroksiapatit ialah terbentuknya kompleks pada bilangan gelombang 1000-1100 cm⁻¹ bervibrasi asimetri stretching untuk grup fosfat (PO₄) dan bervibrasi simetri bending pada bilangan gelombang 576,30 cm⁻¹. Pada gugus karbonat (CO₃²⁻) menunjukkan pita serapan pada kisaran gelombang 1400-1500 cm⁻¹ dan pada gugus OH dinyatakan terdeteksi pada kisaran bilangan gelombang 3497 cm⁻¹ (Mondal *et al.*, 2012).

Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya

Repository Univers
Repository Univers
Repository 45Univers
Repository Univers
Repository Univers

Tabel 5.2 Spektrum hasil uji FTIR

Gugus	Bilangan (cm ⁻¹)	Gelombang
OH ⁻	3500-3650 cm ⁻¹	
CO ₃ ²⁻	1450-1500 cm ⁻¹	
PO ₄ ³⁻	1000-1100 cm ⁻¹ 500-600 cm ⁻¹	

Hasil uji karakterisasi FTIR menunjukkan bahwa serbuk tulang ikan cakalang mengandung hidroksiapit yang dapat dibuktikan dengan teridentifikasi gugus fosfat (PO₄) dengan bilangan gelombang diantara 1000-1100 cm⁻¹ dan 500-600 cm⁻¹.

Untuk mengetahui kekerasan sampel, tahap terakhir yang dilakukan ialah uji kekerasan dengan menggunakan *Vickers Mikrohardness Tester*. Uji ini untuk mengetahui kekerasan permukaan dan pengaruh penambahan hidroksiapit serbuk tulang ikan cakalang terhadap kekerasan permukaan resin akrilik *self cured*. Sampel yang dilakukan pengujian sebanyak 27 sampel terdiri dari 3 kelompok masing-masing berjumlah 9 sampel. Pengujian kekerasan dengan 3 titik injakan pada setiap sampel. Berikut tabel

5.3 hasil pengukuran kekerasan pada 3 kelompok sampel.



Tabel 5.3 Hasil pengukuran kekerasan (HV) pada setiap sampel

Sampel	Titik	Kelompok Kontrol (HV)	Kelompok Perlakuan (HV)	
			2%	5%
1	1	18.83	24.17	28.43
	2	18.13	25.33	28.97
	3	18.27	24.20	27.67
2	1	18.26	25.23	28.97
	2	18.23	24.43	29.97
	3	18.00	24.23	28.37
3	1	19.17	23.43	29.17
	2	19.77	23.60	29.97
	3	20.03	23.47	30.87
4	1	20.40	24.10	28.87
	2	20.17	24.17	28.53
	3	20.13	23.83	29.60
5	1	20.57	23.00	29.97
	2	20.43	23.63	28.97
	3	19.43	23.37	28.80
6	1	20.50	25.30	27.97
	2	20.80	25.10	28.43
	3	20.90	24.97	29.00
7	1	20.23	24.50	28.93
	2	19.70	24.20	30.07
	3	19.00	24.60	29.93

8	1	19.27	24.83	26.90
Repository	2	20.37	25.43	28.23
Repository	3	19.50	24.57	27.80
Repository	1	20.20	23.83	27.23
Repository	2	21.20	24.93	27.27
Repository	3	20.27	23.33	28.30

Tabel 5.4 Tabel Rata-rata Kekerasan Resin Akrilik *Self Cured* (HV)

Sampel	Kelompok Kontrol (HV)	Kelompok Perlakuan (HV)		
		2%	5%	
1	18.41	24.57	28.36	
2	18.16	24.63	29.10	
3	19.66	23.50	30.00	
R	20.23	24.03	29.00	
5	20.14	23.33	29.25	
6	20.73	25.12	28.47	
7	19.64	24.43	29.64	
8	19.71	24.94	27.64	
9	20.56	24.03	27.60	
Rata-rata	19.69	24.29	28.78	

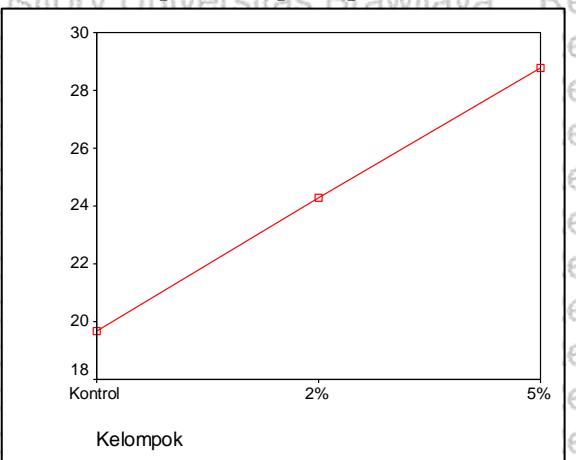
Berdasarkan tabel di atas dapat disimpulkan kekerasan rata-rata resin akrilik pada kelompok kontrol yaitu sebesar 19.69 HV.

Sedangkan kelompok 2, resin akrilik *self cured* dengan penambahan hidroksipatit serbuk tulang ikan cakalang sebanyak 2% memiliki

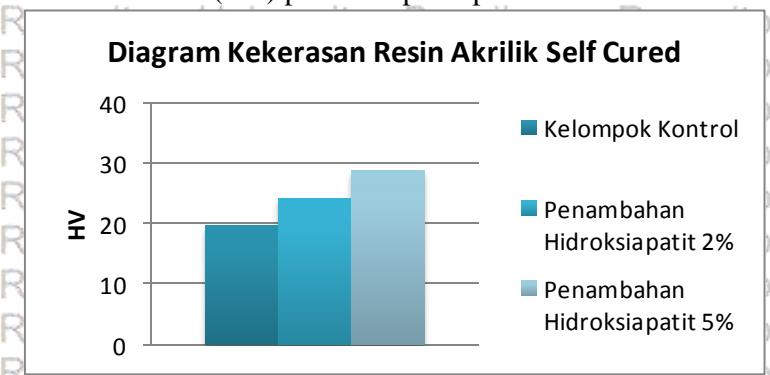


kekerasan rata-rata 24.29 HV. Pada kelompok 3 berupa resin akrilik *self cured* diberi penambahan hidroksiapatit serbuk tulang ikan cakalang sebanyak 5% dengan kekerasan rata-rata 28.78 HV. Adapun grafik dan diagram rerata kekerasan permukaan resin akrilik *self-cured* berikut.

Gambar 5.5 Grafik rata-rata kekerasan resin akrilik *self cured* (HV) pada setiap sampel



Gambar 5.6 Diagram rata-rata kekerasan resin akrilik *self cured* (HV) pada setiap sampel



Dapat dilihat dari grafik dan diagram rata-rata kekerasan permukaan resin akrilik *self cured* terdapat peningkatan kekerasan dari kelompok kontrol menuju kelompok 2 dan kelompok 2 menuju kelompok 3. Ditunjukkan oleh grafik dan diagram yang naik pada setiap bagian kelompoknya.

5.2 Analisis Data

Data yang telah diperoleh kemudian diolah dengan menggunakan uji statistika untuk mengetahui adanya perbedaan antara kelompok kontrol dan kelompok perlakuan. Pengolahan data diawali dengan uji normalitas data dengan uji *Shapiro-wilk* dan uji homogenitas dengan uji *Levene's test*. Selanjutnya dilakukan uji menggunakan uji statistika yaitu uji *one-way Anova*. Uji *one-way Anova* dipilih apabila data berdistribusi normal dan homogen.

5.2.1 Uji Normalitas Data

Data hasil penelitian dilakukan uji normalitas terlebih dahulu untuk menentukan apakah dapat dilakukan uji *One Way Anova*. Penelitian ini menggunakan uji normalitas *Shapiro Wilk* karena data berjumlah kurang dari 50.

Tabel 5.5 Hasil Uji normalitas *Shapiro-wilk*

	Tests of Normality					
	Kolmogorov-Smirnov ^a		Shapiro-Wilk			
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Kekerasan	.159	27	.079	.942	27	.139

a. Lilliefors Significance Correction



Tabel 5.5 menunjukkan bahwa signifikansi kekerasan pada 27 sampel sebesar 0,139 dimana ($p>0,05$) sehingga dapat disimpulkan bahwa rerata kekerasan berdistribusi normal.

5.2.2 Uji Homogenitas Ragam

Uji homogenitas ragam pada penelitian ini bertujuan untuk melihat apakah sampel yang digunakan sudah homogen atau belum. Uji homogenitas pada penelitian ini menggunakan uji *Levene test* yang dapat dilihat pada tabel 5.6 berikut.

Tabel 5.6 Hasil Uji Homogenitas Levene test

Test of Homogeneity of Variances

Kekerasan

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
.418	2	24	.663

Berdasarkan hasil uji homogenitas *Levene test* didapatkan signifikansi data sebesar 0,663 dimana ($p>0,05$) sehingga disimpulkan bahwa data memiliki ragam varian yang sama (homogen).

5.2.3 Uji One-way Anova

Uji *One-way Anova* dilakukan setalah uji normalitas dan uji homogenitas terbukti berdistribusi normal dan homogen. Uji ini bertujuan untuk melihat perbandingan atau komparasi antara kelompok kontrol dan kelompok perlakuan. Hasil uji *one-way Anova* dapat dilihat pada tabel 5.7 berikut.

Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya

Tabel 5.7 Hasil Uji One-way Anova**ANOVA**

Kekerasan

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	371.931	2	185.966	299.835	.000
Within Groups	14.885	24	.620		
Total	386.816	26			

Uji One-way Anova menunjukkan hasil yang memenuhi apabila signifikansi sebesar ($p < 0,05$). Dari hasil uji one-way Anova pada penelitian ini didapatkan nilai signifikansi 0,000, sehingga data komparasi sampel menunjukkan perbedaan kekerasan yang signifikan telah terpenuhi.

5.2.4 Uji Post Hoc Tukey

Uji Post Hoc Tukey merupakan uji lanjutan yang membandingkan antar dua kelompok sampel. Uji ini bertujuan untuk mengetahui kelompok yang memiliki perbedaan signifikan. Kelompok yang memiliki perbedaan signifikan dapat ditunjukkan oleh tanda *. Hasil uji lanjutan dapat dilihat pada tabel 5.8 berikut.

Tabel 5.8 Hasil Uji Post Hoc Tukey**Multiple Comparisons**

Dependent Variable: Kekerasan
Tukey HSD

(I) Kelompok	(J) Kelompok	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Kontrol	2%	-4.5933*	.37125	.000	-5.5205	-3.6662
	5%	-9.0911*	.37125	.000	-10.0182	-8.1640
2%	Kontrol	4.5933*	.37125	.000	3.6662	5.5205
	5%	-4.4978*	.37125	.000	-5.4249	-3.5707
5%	Kontrol	9.0911*	.37125	.000	8.1640	10.0182
	2%	4.4978*	.37125	.000	3.5707	5.4249

*. The mean difference is significant at the .05 level.



Berdasarkan uji *Post Hoc Tukey* didapatkan perbedaan yang signifikan ($p<0,05$) pada setiap kelompok sampel yakni kelompok resin akrilik *self cured* murni, dengan penambahan 2% serta dengan penambahan 5% hidroksipatit.

5.2.5 Uji Korelasi

Uji korelasi *Pearson* digunakan untuk mengetahui pengaruh dari variabel bebas yaitu penambahan serbuk hidroksipatit terhadap variabel terikat.

Tabel 5.9 Hasil Uji Korelasi Pearson

Correlations

		Konsentrasi	Kekerasan
Konsentrasi	Pearson Correlation	1	.973**
	Sig. (2-tailed)	.	.000
	N	27	27
Kekerasan	Pearson Correlation	.973**	1
	Sig. (2-tailed)	.000	.
	N	27	27

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Berdasarkan uji korelasi *Pearson* didapatkan korelasi yang bermakna antara perlakuan penambahan hidroksipatit serbuk tulang ikan cakalang terhadap kekerasan resin akrilik *self cured* dengan nilai signifikansi sebesar 0,000 ($p<0,00$). Kekuatan korelasi yang positif bernilai 0,973. Hal ini menunjukkan bahwa besar pemberian hidroksipatit berbanding lurus dengan nilai kekerasan permukaan resin akrilik *self cured* yang dihasilkan.



5.2.6 Uji Regresi

Setelah diketahui pengaruhnya, maka dapat dilanjutkan dengan uji regresi linear untuk memprediksi pengaruh satu variabel bebas terhadap variabel terikatnya. Uji regresi pada penelitian ini digunakan untuk mengetahui besarnya pengaruh penambahan konsentrasi hidroksipatit serbuk tulang ikan cakalang terhadap kekerasan permukaan resin akrilik *self cured*.

Tabel 5.10 Hasil Uji Regresi Linear

Model Summary

Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate
1	.973 ^a	.948	.945	.90126

a. Predictors: (Constant), Konsentrasi

Dari hasil uji regresi didapatkan koefisien determinasi *R square* (*R*) sebesar 0,948 berarti pengaruh penambahan hidroksipatit serbuk tulang ikan cakalang terhadap kekerasan resin akrilik *self cured* sebesar 94,8%. Sedangkan sebesar 5,2% merupakan faktor-faktor lain yang tidak diteliti dimana dapat mempengaruhi penambahan hidroksipatit serbuk tulang cakalang dengan berbagai konsentrasi terhadap rata-rata kekerasan permukaan resin akrilik *self cured*. Hubungan antara penambahan hidroksipatit serbuk tulang ikan cakalang terhadap kekerasan permukaan resin akrilik *self cured* dapat dinyatakan dengan rumus:

$$Y = a + (b, X)$$

$$Y = 20,071 + (1,793 \cdot X)$$

Keterangan:

Y: Nilai kekerasan akhir dari pemberian hidroksiapatit serbusk tulang ikan cakalang

X : Besar konsentrasi serbuk hidroksiapatit yang diberikan.

Hasil dari perhitungan Y kemudian dibandingkan dalam rentang pada tabel *One Way Anova* pada kolom 95% *Confidence Interval For Mean*, jika lebih dari *Upper Bound* pada kolom kelompok kontrol, maka pemberian hidroksiapatit serbuk tulang ikan cakalang dengan konsentrasi tersebut sudah dapat dikatakan efektif.

Penelitian ini dilakukan untuk membandingkan dan melihat pengaruh penambahan hidroksiapatit terhadap kekerasan permukaan resin akrilik *self-cured*. Penelitian diawali proses *milling* dengan metode *ballmill* setelah didapatkan serbuk tulang ikan cakalang bertujuan untuk memperkecil ukuran serbuk tulang ikan cakalang. Serbuk Hidroksiapatit diperoleh melalui proses sintesis dengan metode presipitasi, lalu dikalsinasi sehingga didapatkan serbuk hidroksiapatit berwarna putih (Mutmaimnah dkk, 2017).

Setelah didapatkan serbuk hidroksiapatit, dilanjutkan dengan uji karakterisasi PSA, XRD dan FTIR. Hasil Uji PSA menunjukkan ukuran serbuk hidroksiapatit tulang ikan cakalang yang telah melalui proses *ball mill* yaitu sebesar 44.77 μm . Dilihat dari hasil analisis



XRD, kandungan yang terdapat dari serbuk tulang ikan cakalang yang telah melalui proses sintesis ialah tidak sepenuhnya mengandung hidroksiapatit murni. Berdasarkan hasil analisis XRD, hidroksiapatit yang terkandung pada serbuk tulang ikan cakalang sebesar 86.6 % dan terdapat 3 kandungan lain yaitu *Groatite* sebesar 11.6 %, *Disodium Calcium Dinickel (II) Bis(diphosphate(V)) Decahydrate* sebanyak 1.0% dan *Diammonium Tricalcium Diphosphate Hexahydrate* sebesar 0.8 %. Beberapa faktor yang dapat mendukung tidak sempurnanya kandungan hidroksiapatit, diantaranya parameter sintesis seperti waktu pengadukan, komposisi bahan non-stoikiometri yang disebabkan oleh pengotor kimia, perlakuan panas pada campuran yang direaksikan saat proses sintesis dan perubahan pH selama proses sintesis berlangsung (Pankaew dkk, 2010).

Uji terakhir ialah uji karakterisasi FTIR. Kandungan yang terdapat pada hidroksiapatit yaitu gugus (OH^-), gugus (CO_3^{2-}) dan gugus (PO_4^{3-}) (Prabarakan dan Rajeswari, 2006). Dari hasil analisis FTIR hidroksiapatit serbuk tulang ikan cakalang mengandung gugus (PO_4^{3-}) $1000\text{-}1100\text{ cm}^{-1}$ dan pada gelombang $500\text{-}600\text{ cm}^{-1}$ yang merupakan indikasi utama terbentuknya hidroksiapatit, terdapat gugus (OH^-) pada gelombang $3500\text{-}3650\text{ cm}^{-1}$, serta gugus (CO_3^{2-}) pada gelombang $1450\text{-}1500\text{ cm}^{-1}$. Ion karbonat yang terkandung pada serbuk tulang ikan cakalang pada penelitian ini merupakan hasil kasinasi yang kurang sempurna (Mutmainnah dkk, 2017).

Berikutnya pembuatan sampel berukuran $9\text{x}8\text{x}2\text{ mm}$ sebanyak 27 sampel yang terdiri dari 3 kelompok, setiap kelompok

masing-masing terdapat 9 sampel. Kelompok pertama sebagai kelompok kontrol yaitu resin akrilik *self cured* murni tanpa penambahan hidroksiapatit serbuk tulang ikan cakalang. Kelompok kedua yaitu sampel resin akrilik *self cured* dengan penambahan hidroksiapatit serbuk tulang ikan cakalang sebanyak 2% dari berat bubuk polimernya. Kelompok ketiga yakni sampel resin akrilik *self cured* dengan diberi penambahan hidroksiapatit serbuk tulang ikan cakalang sebanyak 5% dari berat bubuk polimernya. Kemudian, setiap kelompok diuji kekerasan menggunakan alat *mikro-vickers hardness tester*. Setelah didapatkan data, selanjutnya dilakukan analisis pada setiap kelompok sampel.

Pada penelitian ini didapatkan hasil berupa rata-rata kekerasan resin akrilik *self cured* dengan perbedaan yang signifikan antara kelompok kontrol dan kelompok perlakuan. Hal tersebut dibuktikan dari hasil rata-rata kekerasan kelompok perlakuan yang diberi penambahan hidroksiapatit 2% dan 5% yang mengalami peningkatan dibandingkan kelompok kontrol. Penambahan *silane coupling agent* dapat memperkuat ikatan antara resin akrilik dengan partikel bahan penguat, *coupling agent* dapat merubah struktur kimia matriks dan dapat mencegah masuknya uap air ke dalam matriks sehingga dapat bertindak sebagai bahan penguat (Gad MM dkk, 2016). Menurut penelitian Muliati pada tahun 2016 yang menggunakan tulang ikan tuna menyebutkan bahwa hidroksiapatit dengan ukuran mikro memiliki luas permukaan yang lebih kecil dan memiliki ikatan kristal yang kuat sehingga mudah diserap oleh tubuh, meningkatkan biostabilitas dan pula kekuatan suatu material.

Selain itu, Ukuran partikel juga berpengaruh terhadap kekerasan suatu material, karena ukuran partikel lebih kecil menyebabkan ikatan filler dengan matriksnya menjadi lebih baik dan lebih rapat sehingga sulit untuk diputus (Santoso, 2016).

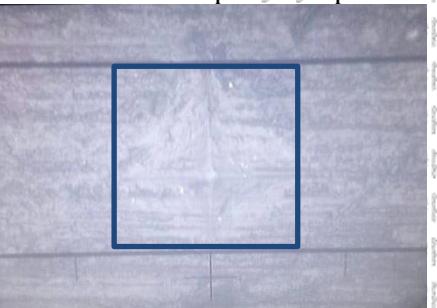
Microvickers hardness tester merupakan alat yang digunakan untuk material yang beban indentasinya berkisar *range* 1 gf sampai dengan 1 kgf , dimana berkas indentasi belah ketupat yang dihasilkan memiliki bentuk tepi yang baik , simetris dan terbentuk retakan disekitar indentasi belah ketupat yang minimum, apabila sudah terbentuk retakan berarti bahwa material tersebut sudah rusak dan tidak mampu menahan beban indentasi yang diberikan yang akan berpengaruh pada nilai hasil pengukuran kekerasan (Salazar, 2003). Alat yang digunakan untuk menguji kekerasan pada penelitian ini ialah *mikro-vickers* Mitutoyo, dengan menggunakan gaya sebesar 0.05 N pada 3 titik injakan pada setiap sampelnya dengan waktu penetrasi selama 15 detik. Pemilihan besar gaya indentasi ditentukan pada saat melakukan *trial* dengan gaya 0.005 N, 0.001 N dan 0.05 N. Menurut McCabe (2008), pada saat *trial* dengan gaya 0.05 N didapatkan daerah indentasi berbentuk belah ketupat terbaca dengan baik dan didapatkan hasil sebesar 19.5 HV yang sesuai pada kekerasan resin akrilik yaitu 18-20 HV.

Besarnya daerah indentasi berbanding terbalik dengan kekerasan permukaan. Hasil pengujian kelompok kontrol memperlihatkan daerah bekas indentasi lebih besar daripada kelompok perlakuan 2% dan 5% dimana menunjukkan besar nilai kekerasan pada kelompok perlakuan 2% dan 5% lebih besar daripada

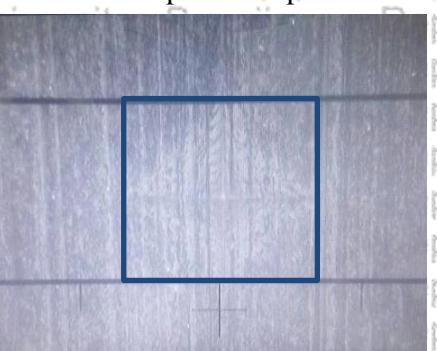


kelompok kontrol. Hal tersebut dapat dilihat dari hasil pengujian pada kelompok perlakuan 2% dan 5% mengalami peningkatan kekerasan dari kelompok kontrol.

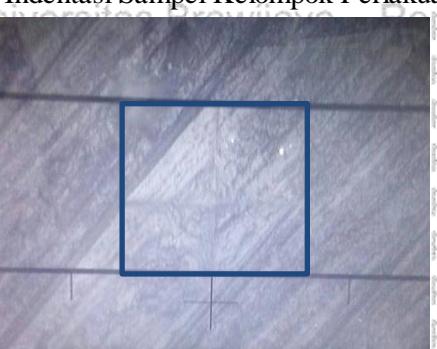
Gambar 5.7 Daerah Indentasi Sampel Kelompok Kontrol



Gambar 5.8 Daerah Indentasi Sampel Kelompok Perlakuan 2%



Gambar 5.9 Daerah Indentasi Sampel Kelompok Perlakuan 5%





Dari hasil penelitian ini menunjukkan bahwa terdapat pengaruh dari penambahan 2% dan 5% hidroksiapatit tulang ikan cakalang terhadap kekerasan permukaan resin akrilik *self cured*. Hal tersebut dapat dilihat dari adanya peningkatan nilai kekerasan permukaan resin akrilik *self cured* yang signifikan pada kelompok perlakuan. Nilai kekerasan yang berbeda pada setiap sampel dipengaruhi oleh beberapa faktor diantaranya komposisi bahan, teknik manipulasi dan keadaan rongga mulut.

Komposisi resin akrilik *self cured* terdiri dari *powder polimethylmethacrylate* (PMMA), kopolimer, pigmen, bahan dan lainnya dan *liquid Methylmethacrylate* (MMA), *di-n-buthylphthalate*, amina tersier *N,N-dimethyl-p-toluidin* yang dicampurkan yang selanjutnya mengalami fase pengerasan (Heyman *et al.*, 2012). Pada proses manipulasi *powder* dan *liquid* mengalami polimerisasi untuk menjadi bentukan polimer, sehingga terjadi perubahan struktur kimia menjadi polimer. Derajat polimerisasi *self cured* yang rendah, menyebabkan monomer sisa yang tinggi ketika proses polimerisasi, resin akrilik *self cured* ini lebih efisien dibandingkan resin akrilik *heat cured*, namun sisa monomer yang ditinggalkan persentasenya lebih tinggi yaitu sekitar 3-5% (Bonsor *et al.*, 2013). Monomer residual ini berfungsi sebagai *plasticizer* yang meningkatkan kelunakan, fleksibilitas, serta ketahanan material sehingga *self cured* ini lebih mudah dimanipulasi/dibentuk (Bonsor *et al.*, 2013). Monomer sisa yang tinggi dapat mempengaruhi sifat mekanik dan mengiritasi rongga mulut (Duymus, 2016).



Bahan ini memiliki porositas yang menjadi masalah utama dibandingkan dengan variasi resin akrilik *heat cured*, yaitu kelarutan *self cured* yang monomernya tidak larut dalam polimernya pada suhu ruangan. Akrilik dengan tipe *self cured* ini tidak lebih kuat daripada *heat cured*, rata-rata yang didapat hingga 80 % kekuatan polimer *heat cured acrylic*. Hal ini dikarenakan berat molekul yang lebih ringan dari polimer yang terbentuk, yang menandakan bahwa terjadi konversi yang rendah dari monomer ke polimer. Rata-rata ukuran partikel polimer yang terbentuk lebih kecil dibanding partikel pada *heat cured acrylic* sehingga memfasilitasi monomer tersebut dalam polimernya. Namun, komposisi PMMA/*polymethylmethacrylate* ini menunjukkan tendensi untuk mengabsorbsi air melalui proses imbibisi, yaitu proses nonkristallin struktur yang berasal dari energi internal sehingga hasil akhir ukuran partikelnya membesar. Akan tetapi, pelepasan internal stress yang rendah menyebabkan tidak adanya sumber panas yang digunakan sehingga berpengaruh juga pada rendahnya derajat *shrinkage self cured acrylic*, serta *self cured acrylic* ini lebih tahan terhadap abrasi (Bonsor *et al.*, 2013).

Faktor kedua yang dapat mempengaruhi kekerasan ialah teknik manipulasi. Pada penelitian ini menggunakan teknik manipulasi *wet packing* atau *dough technique* dimana dapat meminimalisir residu monomer dibandingkan teknik *sprinkle-on*.

Selain itu, menurut Maslennikov dkk (2017) permukaan poles juga mempengaruhi kekerasan resin akrilik, semakin halus permukaan resin akrilik menyebabkan kekerasan yang lebih tinggi.



Oleh karena itu untuk mendapatkan permukaan yang halus, seluruh sampel memerlukan tahap pemolesan. Dalam penelitian ini penghalusan dan pemolesan dilakukan menggunakan kertas pasir 600, 800 dan 1000 grid.

Kekerasan resin akrilik *Self cured* yang meningkat disebabkan oleh pencampuran serbuk hidroksiapatit dan bubuk polimer dengan monomer resin akrilik *self cured*. Kalsium hidroksiapatit terlepas dari permukaan sehingga berikatan dengan resin akrilik *self cured*, kalsium tersebut membentuk ikatan silang pada resin akrilik *self cured*. Semakin tinggi konsentrasi hidroksiapatit maka semakin tinggi pula kalsium yang dapat berikatan dengan resin akrilik *self cured*. Oleh karenanya, distribusi partikel dari bahan kalsium ke dalam matriks akrilik pada konsentrasi tinggi dapat tersebar lebih merata dari pada konsentrasi yang lebih kecil. Selain itu, kekerasan permukaan resin akrilik juga dapat dipengaruhi oleh ukuran partikel hidroksiapatit. Hidroksiapatit ukuran mikro memiliki luas permukaan kecil sehingga distribusi partikel hidroksiapatit ke dalam resin akrilik akan lebih merata serta mempengaruhi sifat mekaniknya. Semakin banyak terbentuk ikatan silang, maka struktur rantai tersebut akan sulit terputus sehingga menyebabkan kekerasan semakin meningkat.

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa penambahan 2% dan 5% serbuk hidroksiapatit tulang ikan cakalang (*Katsuwonus pelamis*) ke dalam resin akrilik *self cured* memiliki nilai kekerasan yang lebih tinggi dibandingkan resin akrilik *self cured* tanpa diberi penambahan hidroksiapatit.



Semakin tinggi konsentrasi serbuk hidroksiapatit yang diberikan, maka semakin besar pula nilai kekerasan permukaan resin akrilik *self cured* yang dihasilkan.

Disamping itu, dalam penelitian ini penambahan serbuk hidroksiapatit menyebabkan perubahan warna pada sampel penelitian, dimana sampel dengan penambahan hidroksiapatit lebih memiliki warna menyerupai warna putih tulang (semakin pucat).

BAB VI

KESIMPULAN DAN SARAN

6.1 Kesimpulan

- Hasil uji ukuran partikel (*Particle Size analyzer*) hidroksiapatit serbuk tulang ikan cakalang ialah sebesar $44.77 \mu\text{m}$ dan resin akrilik *self-cured* sebesar $55.19 \mu\text{m}$.
- Kekerasan rata-rata resin akrilik pada kelompok kontrol (tanpa penambahan hidroksiapatit) yaitu sebesar 19.69 HV. Pada kelompok resin akrilik *self cured* dengan penambahan hidroksiapatit serbuk tulang ikan cakalang sebanyak 2% sebesar 24.29 HV dan Pada kelompok resin akrilik *self cured* diberi penambahan hidroksiapatit serbuk tulang ikan cakalang sebanyak 5% dengan kekerasan rata-rata 28.78 HV.
- Penambahan hidroksiapatit serbuk tulang ikan cakalang memberi pengaruh positif terhadap kekerasan permukaan resin akrilik *self cured* pada mahkota sementara.

6.2 Saran

- Perlu dilakukan penelitian lebih lanjut mengenai uji sifat mekanis lain pada resin akrilik *self cured* dengan penambahan hidroksiapatit.
- Perlu dilakukan penelitian lebih lanjut tentang uji kekerasan permukaan pada resin akrilik *self cured* dengan disertai perlakuan khusus seperti perendaman pada saliva.
- Perlu dilakukan penambahan hidroksiapatit serbuk tulang ikan cakalang dalam ukuran lebih kecil seperti nanopartikel.

DAFTAR PUSTAKA

- Afrizal, dan Gunawarman, 2016. Analisa Struktur Mikro Material Substitusi Hidroksipapatit Cangkang Kerang Darah dan Resin Akrilik Bahan Pembuat Gigi untuk Aplikasi Gigi Tiruan. *Surya Teknika*, 1(4):1-9.
- Alan Robbins, Mochammad .2012. Perbandingan Nilai Kekerasan dan Stuktur Mikro Akibat Variasi Katalis pada Proses Carburizing Baja S45C.
- Alhavaz, A., Rezaei Dastjerdi, M., Ghasemi, A., Ghasemi, A., & Alizadeh Sahraei, A. 2017. Effect of untreated zirconium oxide nanofiller on the flexural strength and surface hardness of autopolymerized interim fixed restoration resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(4), 264-269.
- Anusavice Kenneth J., 2013, *Phillip's Science of Dental Materials*, 12th ed., Elsevier Saunders, Missouri, Hal. 63-65, 93-94, 100-104, 107-108, 474-482
- Anusavice Kenneth J., 2003. *Philip's Science and Dental Materials*, 10th Ed., Elsevier Science, Jakarta, hal. 192-218.
- Atmanspacher, Harald, et al. 2006. *From the Dynamics of Coupled Map Lattices to the Psychological Arrow of Time*. American Association for the Advancement of Science, Pacific Division, 87th Annual Meeting in San Diego, California, June 18-22.
- Bakar, Abu, 2012. *Kedokteran Gigi Klinis*. Edisi kedua, CV Quantum Sinergi Media, Yogyakarta, hal. 149.
- Balgies, Setia Utami Dewi, Kiagus Dahlan., 2011. Sintesis dan Karakterisasi Hidroksipapatit Menggunakan Analisis X-Ray Diffraction. *Prosiding Seminar Nasional Hamburan Neutron dan Sinar X*. 8:10-13.
- Brauer, G.M. , Steinberger, D.R. , Stansbury,J.W.. Dependence of curing time, peak temperature, and mechanical properties on

- the composition of bone cement. *Journal of biomedical materials research.* 1986 Jul;20(6):839-52.
- Bonsor, S.J., Pearson J.G.. *A Clinical Guide to Applied Dental Materials.* 2013. Elsevier. Page 1067-1080
- Cleveland CM, Allen Angela D, Henson N. Fabrication of provisional crowns and bridges. *Continuing education course, February 2012.* Pp. 4-10
- Craig, R.G, dan Powers J.M., 2002. *Restorative Dental Materials,* 11th ed, Mosby Co., St. Louis, hal. 260-283
- Dahlan, Kлагус. 2013. Potensi Kerang Rangan sebagai Sumber Kalsium dalam Sintesis Biomaterial Subtitusi Tulang. "Jurnal". FMIPA Universitas Lampung; 147-148.
- Dar-Odeh Chun, KJ., Choi,HH., Lee JY. 2013. *Journal of Dental Biomimechanics : Comparisson of Mechanical Property and Role Between Enamel and Dentin in the Human Teeth.* Page 1-7
- Douglass, C. W., Shih, A., & Ostry, L. Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020?. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2002. 87(1), 5-8.
- Duymus, Zeynep Yesil., Ozdogan, Alper., Ulu, Hamza., Ozbayram, Ozlem, Evaluation the Vickers Hardness of Denture Base Materials. *Open Journal of Stomatology*, 2016, 6, 114-119.
- Febriani M. 2003. Pengaruh penambahan serat pada basis gigi tiruan resin akrilik. *Jurnal Ilmiah dan Teknologi Kedokteran Gigi, FKG UPDM (B) :* 129-132.
- Gad MM, Rahoma A, Thobity AM, ArRejaie AS. Influence of Incorporation of ZrO₂ nanoparticles on the Repair Strength of Polymethyl Metachrylate Denture Base. *International Journal of Nanomedicine.* 2016;11:5633-43.
- Gurbuz, O., Unalan, F., & Dikbas, I. 2010. *Comparison of the transverse strength of six acrylic denture resins.* OHDMBSC, 9(1), 21-4.
- <http://www.fishbase.org>



- Hatrick, CD, Eakle WS & Bird WF. 2011. Dental Materials : Clinical Application for Dental Assistantsand Dental Hygienist. Philadelphia. Saunders. pp.219, 222-7.
- Heyman O. H., Swift J. E., Rittler V. A. Studevant's Art and Science of Operative Dentistry (6 ed).2012. Elsevier. Singapore
- Kumayasari, M. F., & Sultoni, A. I. Studi Uji kekerasan Rockwell Superficial vs Micro Vickers. Jurnal Teknologi Proses dan Inovasi Industri. (2017), 2(2).
- Magne, Gallucci, and Belser. 2003. Anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in white subjects. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Maslennikov, V. Boyce, dkk. 2017. The Geology and Genesis of The Iron Skarn of Turgai Belt, Northwestern Kazakhtan. *Ore geology reviews*. Vol. 85:216-246.
- McCabe JF, Walls AWG. Applied dental Materials. 9th ed., London: Blackwell, 2008: 110-23.
- Muliati. 2016. Sintesis dan Karakterisasi Hidroksiapatit dari Tulang Ikan Tuna (*Thunnus sp*) dengan Metode Sol-Gel. Skripsi UIN Alauddin Makassar.
- Murniyati, Rosmawaty P. 2014. Teknik Pengolahan Tepung Kalsium.Jakarta
- Mondal S, Mondal B, Dey A, Mukhopadhdhy SS. 2012. Studies on Processing and Characterization of Hydroxyapatite biomaterials from Different Bio Wastes. *Journal of Minerals & Materials Characterization & Engineering* 11 (1):56-57
- Moradians, S., Fletcher, A. M., Amin, W. M., Ritchie, G. M., Purnaveja, J., & Dodd, A. W. Some mechanical properties including the repair strength of two self-curing acrylic resins. *Journal of dentistry*.(1982), 10(4), 271-280
- Mozartha, Martha., Praziandithe, Muthiara., Sulistiawati Pengaruh Penambahan Hidroksiapatit dari Cangkang Telur terhadap Kekuatan Tekan GIC Jurnal B-Dent, Vol 2. No.1, Juni 2015:75-81

- Munasir, M., Zainuri, Mochamad, Triwikantoro, Darminto, D. 2012. Uji XRD dan XRF pada bahan mineral (batuan dan pasir) sebagai sumber material cerdas ($CaCO_3$ dan SiO_2)
- Muthmainnah., Chadijah, Siti., Rustiah Wa Odde., 2017. *Hidroksiapatit dari Tulang Ikan Cakalang Sirip Kuning (Thunnus albacores) dengan metode Presipitasi*. Jurnal Al-kimia. 5 (2):119-126.
- Nayak & Kumar, A. 2010. *Hydroxyapatite synthesis methodologies: An overview*. International Journal of Chemtech Research. 2(2), 903-907.
- Nik, T. H., Shahroudi, A. S., Eraghizadeh, Z., & Aghajani, F. 2014. *Comparison of residual monomer loss from cold-cure orthodontic acrylic resins processed by different polymerization techniques*. Journal of orthodontics, 41(1), 30-37.
- Nunez, D. W., Taleghani, M., Wathen, W. F., & Abdellatif, H. M. 2012. Model gigi versus live patient: predicting dental students' clinical performance. Journal of Dental Education. (2012), 76(4), 407-413.
- Notoatmodjo. 2010. Metodologi Penelitian Kesehatan. Jakarta : PT Rineka Cipta
- Pankaew, P., Hoonivathana, E., Limsuwa P., dan Naemchanthara, K. 2010. *Temperature effect on Calcium Phosphate Synthesized from Chicken Eggshells and Ammonium Phosphate*. Journal pf Applied Sciences, 10(24), 3337-3342
- Patras M, Naka O, Doukoudakis S, Pissiotis A. 2012. *Management of provisional restorations' deficiencies*: a literature review. J Esthet Restor Dent.;24:26-38
- Prabakaran, K dan Rajeswari, S. 2006. Development of Hydroxyapatite from Natural Fish Bone Through Heat Treatment. *Trends Biomater. Artif Organs* 20(1), 20-23.
- Prabaningtyas, Mahardika Safanti, Karakterisasi Hidroksiapatit Dari Kalsit (PT Dwi Selo Giri Mas Sidoarjo) Sebagai Bone Graft



Sintetis Menggunakan X-Ray Diffraction (XRD) Dan Fourier Transform Infra Red (FTIR), "Skripsi" 2015.

Prajitno HR. *Ilmu geligi tiruan jembatan*. Jakarta;EGC,1991.Pp.1, 95-99

Rahmayani, L, Herwanda, Idawani M. *Perilaku pemakai gigi tiruan terhadap pemeliharaan kebersihan gigi tiruan lepasan*. J PDGI 2013; 62 (3): 83-8

R.A. Lesmana, *Restorasi Cekat Sementara yang Diperkuat untuk Pemakaian Jangka Panjang*. JKGUI;1999 6 (2): 7-12.

Rhoads JE, Rudd KD, Morrow RM. 1986. *Dental Laboratory Procedures, Fixed Partial Dentures*. The CV. Mosby Company, Second Edition, Chapter 15, 381-408.

Omid Savabi, dkk. 2013. *Evaluation of hardness and wear resistance of interim restorative material*. Dental Research Journal

Salazar, et al. 2003. *Microhardness and Chemical Composition of Human Tooth*. Material Research 6 (3), 367-373.

Saleha, dkk, *Sintesis dan Karakterisasi Hidroksipatit Dari Nanopartikel Kalsium Oksida (CaO) Cangkang Telur Untuk Aplikasi Dental Implan*, "Jurnal". ISSN 0853-0823.

Santoso M, Widyorini R, dkk. 2016. Kualitas Papan Partikel dari Pelepas Nipah dengan Perekat Asam Sitrat dan Sukrosa. *Jurnal Ilmu Kehutanan* 10(2)

Shillingburg Hebbert, dkk. *Fundamentals of fixed prosthodontics*, 3th ed. Quincenec booh : USA; 1996. Pp. 225-6

Subagiyo. 2017. Analisis Hasil Kekerasan Metode Vickers dengan Variasi Gaya Pemebanan pada Baja. Majapahit technol: Vol.6 No 2.9-14

Sugiyono.2012. Metode Penelitian Kuantitatif Kualitatif dan R&D. Bandung: Alfabeta. Hal. 107

Suryadi. 2011. Sintesis dan Karakterisasi Biomaterial Hidroksipatit Dengan Proses Pengendapan Kimia Basah. Tesis. Fakultas Teknik. Universitas Indonesia . Depok.



- Trilaksani, W., Salamah, E & Nabil, M. 2006. Manfaat limbah tulang ikan cakalang (*Thunnus* sp.) sebagai sumber kalsium dengan metode hidrolisis protein. *Buletin Hasil Perikanan*. 9 (2), 36-45
- Trisanty, A. 2019. Peranan Preparasi Gigi Penyangga dalam Kaitannya dengan Retensi Gigi Tiruan Jembatan, (online), (<https://researchgate.net>), diakses 10 Februari 2019.
- Vankatesan, J., Z.-J. Qian, B. Ryu, VT. Noel, ada S,-K. Kim. 2011b. A Comparative study of thermal calcinations and an alkaline hydrolysis method in the isolation of hydrocyapatite from *Thunnus obesus* bone. *Biomed. Mater.* 6:035003.
- Vojdani M, Bagheri R, Khaledi AAR. 2012;7. *Effects of aluminum oxide addition on the flexural strength, surface hardness, and roughness of heat-polymerized acrylic resin*. *J Dent Sci.*:238–244.
- Wagner, 2012. *Mahkota dan jembatan (crown and bridge prosthodontics: an illustrated handbook)*. Alih bahasa:Djaya A. Editor; Juwono L. Jakarta: Hipokrates; Pp. 81.
- Xia T, Kovochich M, Brant J, et al. 2006. *Comparison of the abilities of ambient and manufactured nanoparticles to induce cellular toxicity according to an oxidative stress paradigm*. *Nano Lett.*;6:1794–807.

Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Lampiran 1. Dokumentasi Proses
Repository Universitas Brawijaya

Proses *milling*

		
<p>Menyiapkan alat untuk <i>milling</i> metode <i>ball mill</i></p>	<p>Memasukkan serbuk kedalam wadah yang berisi bola pejal</p>	<p>Melakukan <i>milling</i> selama 5 jam</p>
		
<p>Mengeluarkan hasil <i>milling</i>.</p>	<p>Mengayak serbuk tulang ikan cakalang yang sudah dihaluskan lalu dimasukkan ke wadah tertutup.</p>	

Proses sintesis hidroksiapatit

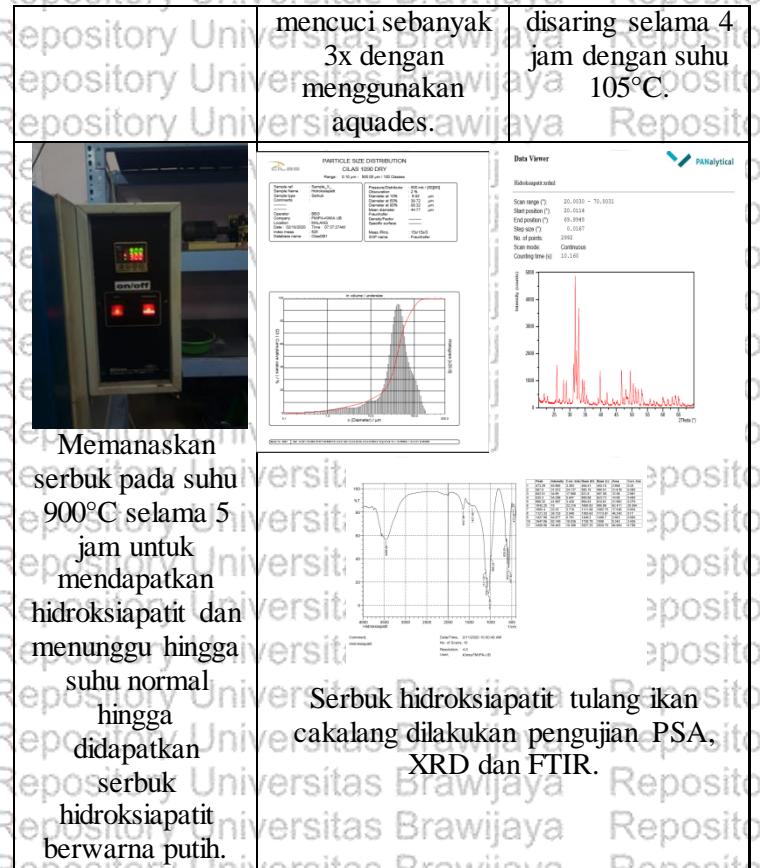
		
---	---	---



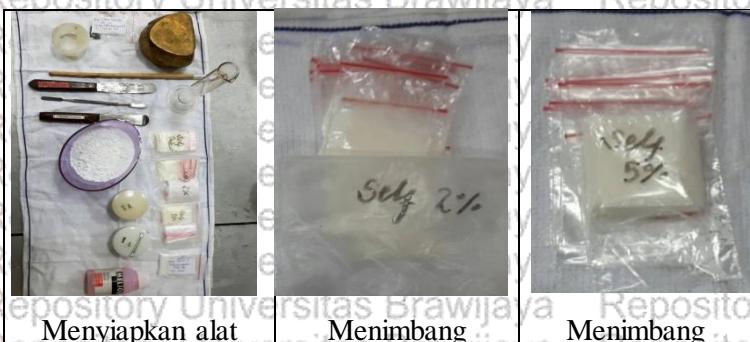
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya

Repository Univers
Repository Univers
Repository Univers
71Univers

Menyiapkan alat dan bahan.	Memulai proses sintesis hidroksipapatit, diawali dengan melakukan pengenceran pada larutan asam fosfat dan NaOH.	Menimbang bubuk CaO sebanyak 7,5 gram, kemudian dimasukkan kedalam gelas kimia 300 mL.
Menambahkan 100 mL aquades agar terbentuk suspensi, lalu aduk dengan kecepatan 700 rpm selama 1 jam pada suhu 90°C.	Menambahkan larutan asam fosfat 0,6 M sebanyak 200 mL secara perlahan dengan kecepatan 1 mL/menit menggunakan buret.	Mengatur pH dengan NaOH 1 M hingga mencapai pH 10.
Mendiamkan larutan selama 24 jam hingga terbentuk endapan.	Menyaring endapan dengan menggunakan corong Buchner selama 4 jam dan	Memanaskan dengan menggunakan oven pada bubuk yang sudah



Proses pembuatan sampel resin akrilik *heat cured*





dan bahan yang digunakan	serbuk tulang ikan cakalang sebanyak 2% dari polimer yang digunakan yaitu 0,02 gram.	serbuk tulang ikan cakalang sebanyak 5% dari polimer yang digunakan yaitu 0,05 gram.
		
	Menimbang polimer yang dikurangi berat serbuk 2% yaitu sebanyak 0,98 gram.	Menimbang polimer yang dikurangi berat serbuk 5% yaitu sebanyak 0,95 gram.
	Menimbang polimer tanpa dikurangi berat serbuk sebanyak 1 gram.	
		
Mempersiapkan master model kuningan berbentuk persegi panjang dengan ukuran 9 x 8 x 2 mm	Menanam master model ke dalam kuyet yang berisi gypsum sampai tertanam setengah bagian.	Setelah gips mengeras, mengambil master model dari dalam kuyet kemudian



Membuat adonan akrilik dari polimer tanpa penambahan dan dengan penambahan hidroksiapatit tulang cakalang 2% dan 5% hingga fase dough.			mengulasi seluruh bagian dengan CMS hingga mengering.
9 Sampel Resin Akrilik tanpa penambahan hidroksiapatit.			Kuvet atas dibuka dan resin akrilik dibiarkan berpolimerisasi dengan udara selama 30 menit.

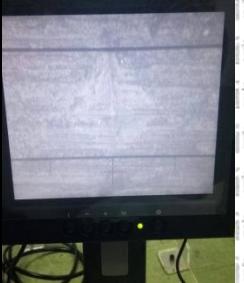
Pengujian Kekerasan



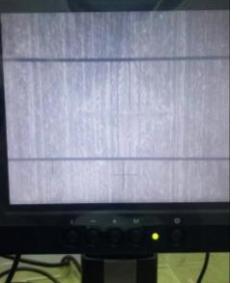
Melakukan pengujian sampel satu persatu dengan menaruh sampel pada alat.



Menguji tiga titik injakan pada setiap sampel



Titik indentasi pada sampel kelompok kontrol



Titik indentasi pada sampel kelompok penambahan hidroksiapatit 2%



Membaca dan mencatat hasil pengujian.



Titik intentasi pada sampel kelompok penambahan hidroksiapatit 5%



Lampiran 2. Hasil Analisis Data

Uji Normalitas

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Kekerasan	.159	27	.079	.942	27	.139

a. Lilliefors Significance Correction

One way

Descriptives

Kekerasan

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Kontrol	9	19.6933	.88851	.29617	19.0104	20.3763	18.16	20.73
2%	9	24.2867	.61296	.20432	23.8155	24.7578	23.33	25.12
5%	9	28.7844	.83397	.27799	28.1434	29.4255	27.60	30.00
Total	27	24.2548	3.85714	.74231	22.7290	25.7807	18.16	30.00

Test of Homogeneity of Variances

Kekerasan

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
.418	2	24	.663

ANOVA

Kekerasan

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	371.931	2	185.966	299.835	.000
Within Groups	14.885	24	.620		
Total	386.816	26			



Repository Universitas Brawijaya
 Repository Universitas Brawijaya
 Repository Universitas Brawijaya
 Repository Universitas Brawijaya
 Post Hoc Tests
 Repository Universitas Brawijaya

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Kekerasan

Tukey HSD

(I) Kelompok	(J) Kelompok	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Kontrol	2%	-4.5933*	.37125	.000	-5.5205	-3.6662
	5%	-9.0911*	.37125	.000	-10.0182	-8.1640
2%	Kontrol	4.5933*	.37125	.000	3.6662	5.5205
	5%	-4.4978*	.37125	.000	-5.4249	-3.5707
5%	Kontrol	9.0911*	.37125	.000	8.1640	10.0182
	2%	4.4978*	.37125	.000	3.5707	5.4249

*. The mean difference is significant at the .05 level.

Homogeneous Subsets

Kekerasan

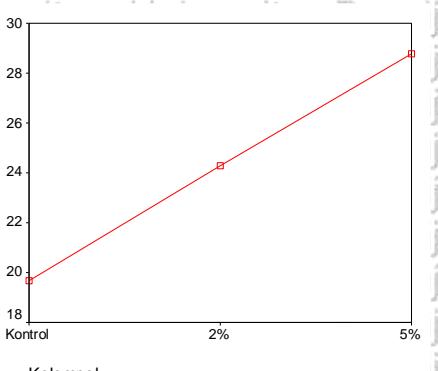
Tukey HSD^a

Kelompok	N	Subset for alpha = .05		
		1	2	3
Kontrol	9	19.6933		
2%	9		24.2867	
5%	9			28.7844
Sig.		1.000	1.000	1.000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 9.000.

Means Plots





Correlations

		Konsentrasi	Kekerasan
Konsentrasi	Pearson Correlation	1	.973**
	Sig. (2-tailed)	.	.000
	N	27	27
Kekerasan	Pearson Correlation	.973**	1
	Sig. (2-tailed)	.000	.
	N	27	27

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Regression

Model Summary

Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate
1	.973 ^a	.948	.945	.90126

a. Predictors: (Constant), Konsentrasi

ANOVA^b

Model	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	366.510	1	366.510	451.212
	Residual	20.307	25	.812	
	Total	386.816	26		

a. Predictors: (Constant), Konsentrasi

b. Dependent Variable: Kekerasan

Coefficients^a

Model	Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.
	B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	20.071	.262	76.477	.000
	Konsentrasi	1.793	.084		

a. Dependent Variable: Kekerasan

Repository Universitas Brawijaya

Repository Univers

Repository Universitas Brawijaya
Lampiran 3.
Hasil Uji Kekerasan



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>



SURAT KETERANGAN
NOMOR :PL2.TM/KM/2020

Yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Rafik Djoenadi,ST
NIP : 19780125200112 1 002
Jabatan : Pranata Laboratorium Pendidikan
Politeknik Negeri Malang

Menerangkan dengan sesungguhnya bahwa mahasiswa :

Nama : Ivoji Ghina Kamilia
Nim : 16516010111046
Fakultas : Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya

Benar-benar telah melaksanakan *Furnace* dan Pengujian *Micro Vikers* di Jurusan Teknik Mesin Politeknik Negeri Malang pada tanggal 5 Februari 2020 dan 24 Februari 2020, guna keperluan penyusunan skripsi.

Demikian surat keterangan ini dibuat untuk dipergunakan sebagaimana mestinya.





Repository Universitas Brawijaya
 Repository Universitas Brawijaya
 Repository Universitas Brawijaya
 Repository Universitas Brawijaya
 Repository Universitas Brawijaya

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>



TABEL UJI KEKERASAN MICRO-VICKERS

Alat	: Mitutoyo	Pemohon	: Ivoji Ghina Kamilia
Pembebatan	: 0.05 N	Nama Spesimen	: Resin Akrilik Self Cured
Waktu	: 15		

Sampel	Titik	Kelompok Kontrol (HV)	Kelompok Perlakuan (HV)	
			2%	5%
1	1	18.83	24.17	28.43
	2	18.13	25.33	28.97
	3	18.27	24.20	27.67
2	1	18.26	25.23	28.97
	2	18.23	24.43	29.97
	3	18.00	24.23	28.37
3	1	19.17	23.43	29.17
	2	19.77	23.60	29.97
	3	20.03	23.47	30.87
4	1	20.40	24.10	28.87
	2	20.17	24.17	28.53
	3	20.13	23.83	29.60
5	1	20.57	23.00	29.97
	2	20.43	23.63	28.97
	3	19.43	23.37	28.80
6	1	20.50	25.30	27.97
	2	20.80	25.10	28.43
	3	20.90	24.97	29.00
7	1	20.23	24.50	28.93
	2	19.70	24.20	30.07
	3	19.00	24.60	29.93
8	1	19.27	24.83	26.90
	2	20.37	25.43	28.23
	3	19.50	24.57	27.80
9	1	20.20	23.83	27.23
	2	21.20	24.93	27.27
	3	20.27	23.33	28.30

Malang, 26 Februari 2020

Pranata Laboratorium Pendidikan
 Politeknik Negeri Malang



Rafik Djocardi, ST

19780125 200112 1002

Repository Universitas Brawijaya
Hasil Uji PSA Resin Akrilik *Self-Cured*
Repository Universitas Brawijaya

Repository Univers
Repository Univers
Repository 81Univers
Repository Univers
Repository Univers
Repository Univers

 KEMENTERIAN RISET, TEKNOLOGI DAN PENDIDIKAN TINGGI
UNIVERSITAS BRAWIJAYA FAKULTAS MIPA
JURUSAN KIMIA

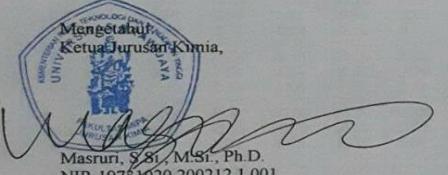
Jl. Veteran, Malang 65145, Jawa Timur, Indonesia Telp : +62-341-575838, fax : +62-341-554403
<http://kimia.ub.ac.id>, email : kimia@ub.ac.id

LAPORAN HASIL ANALISIS

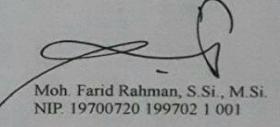
NO : PSA.41 / RT.5 / T.1 / R.0 / TT. 150803 / 2019

1. Data Konsumen	: Ivoji Ghina Kamilia
Nama	: Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya
Instansi	: Jl. Veteran Malang
Alamat	: 081270708661
Telepon	: Mahasiswa S-1
Status	: Uji Kualitas
Keperluan Analisis	: Konsumen
2. Sampling Dilakukan Oleh	Resin Akrilik Self-Cured
3. Identifikasi Sampel	: Padat
Nama Sampel	: Putih
Wujud	: Tidak Ada Bau
Warna	: Dilakukan oleh Unit Analisis dan Pengukuran Jurusan
Bau	: Kimia FMIPA Universitas Brawijaya Malang
4. Prosedur Analisis	: PSA (Particle Size Analyzer) Type 1090/Cilas
5. Metode Analisis	: Diambil Langsung
6. Penyampaian Laporan Hasil Analisis	: 16 Desember 2019
7. Tanggal Terima Sampel	: Terlampir
8. Data Hasil Analisis	

Catatan:
Hasil analisis ini hanya berlaku untuk sampel yang kami terima dengan kondisi sampel saat itu.


Mengetahui,
Ketua Jurusan Kimia,
Masruri, S.Si., M.Si., Ph.D.
NIP. 19751020 200212 1 001

Malang, 16 Desember 2019
Ketua Unit Analisis dan Pengukuran,


Moh. Farid Rahman, S.Si., M.Si.
NIP. 19700720 199702 1 001

Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya

Repository Univers
Repository Univers
Repository Univers

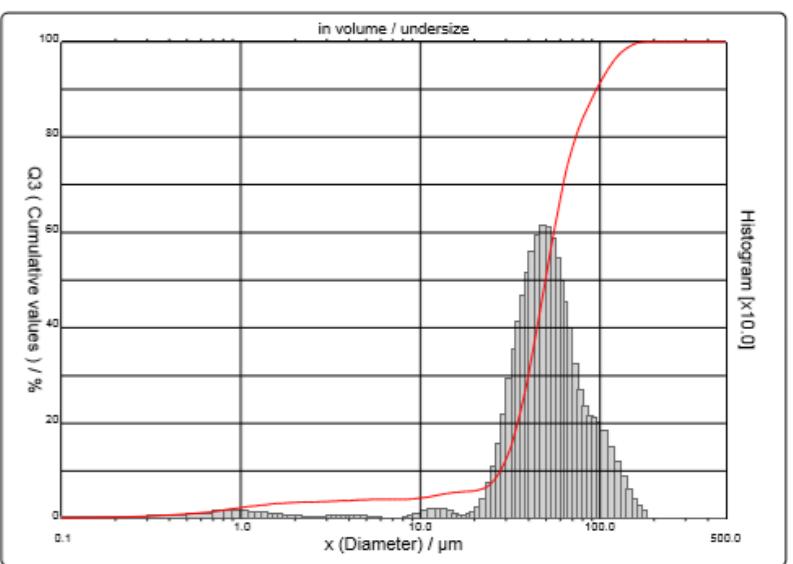


PARTICLE SIZE DISTRIBUTION

CILAS 1090 DRY

Range : 0.10 µm - 500.00 µm / 100 Classes

Sample ref.	: Sample_X	Pressure/Distributor	: 500 mb / [50][50]
Sample Name	: Resin Akrilik Self-Cured	Obscuration	: 1 %
Sample type	: Serbuk	Diameter at 10%	: 27.97 μm
Comments	:	Diameter at 50%	: 49.82 μm
-----		Diameter at 90%	: 95.87 μm
-----		Mean diameter	: 55.19 μm
Operator	: BBG	Fraunhofer	-----
Company	: FMIPA-KIMIA UB	Density/Factor	-----
Location	: MALANG	Specific surface	-----
Date : 12/19/2019	Time : 06:58:44AM	Meas./Rins.	: 15s/15s/0
Index meas.	: 501	SOP name	: Fraunhofer
Database name	: CilasDB1		





PARTICLE SIZE DISTRIBUTION

CILAS 1090 DRY

Range : 0.10 µm - 500.00 µm / 100 Classes

Sample ref.	: Sample_X	Pressure/Distributor	: 500 mb / [50][50]
Sample Name	: Resin Akrilik Self-Cured	Obscuration	: 1 %
Sample type	: Serbuk	Diameter at 10%	: 27.97 µm
Comments	:	Diameter at 50%	: 49.62 µm
-----		Diameter at 90%	: 95.67 µm
Operator	: BBG	Mean diameter	: 55.19 µm
Company	: FMIPA-KIMIA UB	Fraunhofer	
Location	: MALANG	Density/Factor	
Date : 12/19/2019	Time : 06:58:44AM	Specific surface	
Index meas.	: 501	Meas./Rins.	: 15s/15s/0
Database name	: CilasDB1	SOP name	: Fraunhofer

Standards classes						in volume / undersize				
x	0.10	0.20	0.30	0.50	0.70	0.80	0.90	1.00	1.10	1.20
Q3	0.11	0.28	0.49	0.94	1.48	1.79	2.07	2.31	2.52	2.70
q3	0.01	0.02	0.03	0.06	0.10	0.15	0.15	0.15	0.14	0.13
x	1.30	1.40	1.50	1.60	1.70	1.80	2.00	2.20	2.40	2.60
Q3	2.85	2.98	3.08	3.17	3.25	3.31	3.40	3.46	3.50	3.54
q3	0.12	0.11	0.09	0.09	0.08	0.07	0.05	0.04	0.03	0.03
x	2.80	3.00	3.20	3.40	3.60	3.80	4.00	4.30	4.60	5.00
Q3	3.57	3.60	3.64	3.68	3.73	3.77	3.82	3.88	3.93	3.99
q3	0.03	0.03	0.04	0.04	0.06	0.05	0.06	0.05	0.05	0.05
x	5.30	5.60	6.00	6.50	7.00	7.50	8.00	8.50	9.00	10.00
Q3	4.02	4.05	4.08	4.08	4.08	4.08	4.08	4.09	4.14	4.29
q3	0.03	0.04	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.03	0.06	0.09
x	11.00	12.00	13.00	14.00	15.00	16.00	17.00	18.00	19.00	20.00
Q3	4.53	4.80	5.08	5.28	5.45	5.66	5.83	5.99	5.76	5.85
q3	0.18	0.20	0.21	0.19	0.18	0.11	0.07	0.07	0.08	0.11
x	21.50	23.00	24.50	26.00	28.00	30.00	32.00	34.00	36.00	38.00
Q3	6.10	6.52	7.24	8.24	10.03	12.35	15.27	18.61	22.27	26.20
q3	0.22	0.40	0.73	1.08	1.55	2.16	2.91	3.54	4.12	4.67
x	40.00	43.00	46.00	50.00	53.00	56.00	60.00	63.00	66.00	70.00
Q3	30.29	36.55	42.77	50.72	56.23	61.25	67.09	70.88	74.13	77.78
q3	5.13	5.57	5.93	6.13	6.08	5.86	5.44	4.97	4.52	3.99
x	75.00	80.00	85.00	90.00	95.00	100.0	110.0	120.0	130.0	140.0
Q3	81.23	83.91	86.11	88.01	89.78	91.38	94.08	96.11	97.58	98.60
q3	3.22	2.67	2.33	2.14	2.11	2.01	1.82	1.50	1.18	0.89
x	150.0	160.0	170.0	180.0	190.0	200.0	210.0	220.0	240.0	260.0
Q3	99.24	99.64	99.87	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
q3	0.60	0.40	0.24	0.15	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
x	280.0	300.0	330.0	360.0	400.0	430.0	460.0	470.0	490.0	500.0
Q3	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
q3	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

x : diameter / µm Q3 : cumulative value / % q3 : density distribution

Serial no.: 3627 Ref.: 2/201-m-0.85A18/7.00/501/m41.3.0.0.1/2h.10.0.0.Dh-D-2.0.0.0/800.2.15.g10.2.9.10.1.10.P8500.1.10.N.DV.2.45/825



KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN
 UNIVERSITAS BRAWIJAYA FAKULTAS MIPA
 JURUSAN KIMIA

Jl. Veteran, Malang 65145, Jawa Timur, Indonesia, Telp : +62-341-575838, fax : +62-341-554403
<http://kimia.ub.ac.id>, e-mail: kimia_UB@ub.ac.id

LAPORAN HASIL ANALISIS

NO : IR.16 / RT.5 / T.1 / R.0 / TT. 150803 / 2020

1. Data Konsumen

Nama	: Ivoji Ghina Kamilia
Instansi	: Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya
Alamat	: Jl. Veteran Malang
Telepon	: 081270708661
Status	: Mahasiswa S-1
Keperluan Analisis	: Uji Kualitas
2. Sampling Dilakukan Oleh	: Konsumen

3. Identifikasi Sampel

Nama Sampel	: Hidroksiapatit
Wujud	: Padat
Warna	: Putih
Bau	: Tidak Ada Bau

4. Prosedur Analisis

5. Metode Analisis	: Fourier Transform Infrared (FTIR) Spectroscopy (8400S/Shimadzu)
6. Penyampaian Laporan Hasil Analisis	: Diambil Langsung
7. Tanggal Terima Sampel	: 07 Februari 2020
8. Data Hasil Analisis	: Terlampir

Catatan:

Hasil analisis ini hanya berlaku untuk sampel yang kami terima dengan kondisi sampel saat itu.



Malang, 07 Februari 2020

Ketua Unit Analisis dan Pengukuran,

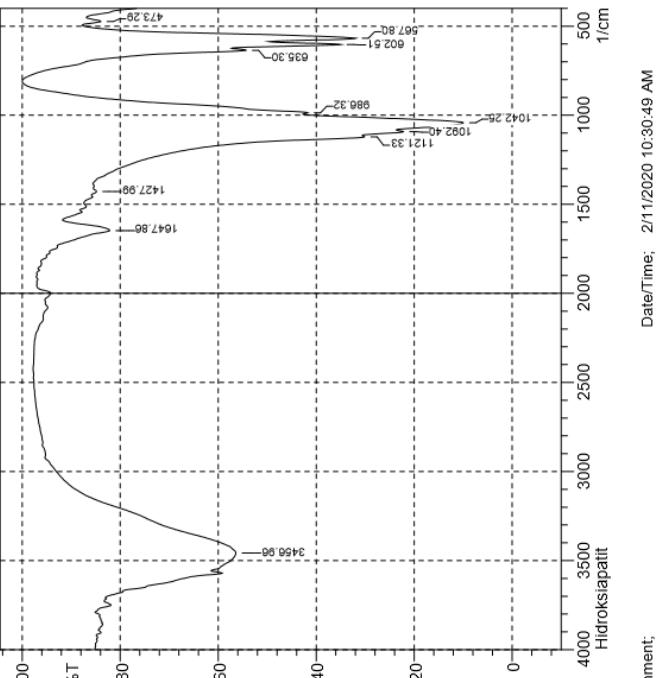
Moh. Farid Rahman, S.Si., M.Sc.
 NIP. 19700720 199702 1 001



Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya

Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya

	Peak	Intensity	Corr. Inte	Base (H)	Base (L)	Area	Corr. Area
1	473.29	83.965	3.383	494.51	450.15	2.958	0.35
2	567.8	31.912	24.737	565.15	494.51	21.619	6.395
3	602.51	34.99	17.906	621.6	567.06	12.56	2.361
4	635.3	54.298	5.647	808.88	623.73	14.08	0.484
5	986.32	41.687	3.428	984.03	810.81	21.962	0.279
6	1042.25	10	22.216	1080.83	995.96	62.411	20.304
7	1092.4	22.23	3.718	1111.68	1082.75	17.545	0.934
8	1121.33	30.153	2.048	1385.63	1113.61	6.243	0.17
9	1427.99	84.877	0.791	1449.2	1408.7	2.803	0.084
10	1647.86	82.149	10.036	1737.79	1590	8.343	3.426
11	3456.96	56.403	10.396	3557.25	2920.79	80.664	6.799



Comment:
Hidroksipatit

Date/Time: 2/11/2020 10:30:49 AM
No. of Scans: 10
Resolution: 4.0
User: Kimia FMIPA-UB

Repository Univers
Repository Univers
Repository 85Univers
Repository Univers



Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya

Hasil Uji PSA Hidroksiapatit



KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN
UNIVERSITAS BRAWIJAYA FAKULTAS MIPA
JURUSAN KIMIA

Jl. Veteran, Malang 65145, Jawa Timur, Indonesia. Telp : +62-341-575838, fax : +62-341-554403
<http://kimia.ub.ac.id>, e-mail: kimia_UB@ub.ac.id

LAPORAN HASIL ANALISIS

NO : PSA.04 / RT.5 / T.1 / R.0 / TT. 150803 / 2020

1. Data Konsumen

- Nama
Instansi
Alamat
Telepon
Status
Keperluan Analisis
2. Sampling Dilakukan Oleh
3. Identifikasi Sampel
Nama Sampel
Wujud
Warna
Bau
4. Prosedur Analisis
5. Metode Analisis
6. Penyampaian Laporan Hasil Analisis
7. Tanggal Terima Sampel
8. Data Hasil Analisis

- Ivoji Ghina Kamilia
Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya
Jl. Veteran Malang
081270708661
Mahasiswa S-1
Uji Kualitas
Konsumen
Hidroksiapatit
Padat
Putih
Tidak Ada Bau
Dilakukan oleh Unit Analisis dan Pengukuran Jurusan Kimia FMIPA Universitas Brawijaya Malang
PSA (Particle Size Analyzer) Type 1090/Cilas
Diambil Langsung
07 Februari 2020
Terlampir

Catatan:

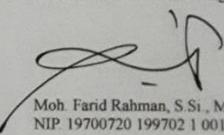
Hasil analisis ini hanya berlaku untuk sampel yang kami terima dengan kondisi sampel saat itu.



Masrun, S.Si., M.Si., Ph.D.
NIP. 19731020 200212 1 001

Malang, 07 Februari 2020

Ketua Unit Analisis dan Pengukuran,



Moh. Farid Rahman, S.Si., M.Si.
NIP. 19700720 199702 1 001

Repository Univers
Repository Univers
Repository Univers
Repository Univers
Repository Univers
Repository Univers



Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya

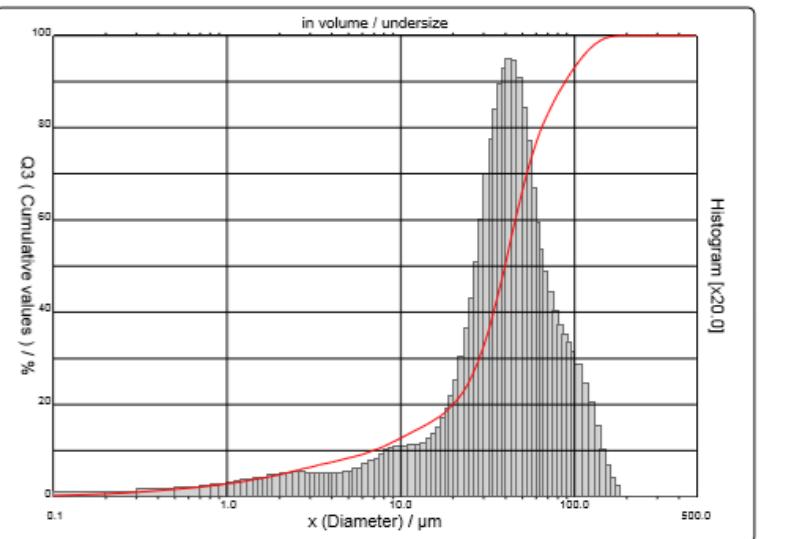
The logo consists of the word "citas" in a lowercase sans-serif font, with a stylized orange swoosh graphic positioned above the letter "i".

PARTICLE SIZE DISTRIBUTION

GII AS 1090 DRY

Range : 0.10 µm - 500.00 µm / 100 Classes

Sample ref.	: Sample_X_	Pressure/Distributor	: 500 mb / [50][50]
Sample Name	: Hidroksipatit	Obscuration	: 2 %
Sample type	: Serbuk	Diameter at 10%	: 6.92 μm
Comments	:	Diameter at 50%	: 39.72 μm
-----		Diameter at 90%	: 88.32 μm
-----		Mean diameter	: 44.77 μm
Operator	: BBG	Fraunhofer	
Company	: FMIPA-KIMIA UB	Density/Factor	-----
Location	: MALANG	Specific surface	-----
Date : 02/18/2020	Time : 07:37:27AM	Meas./Rins.	: 15s/15s/0
Index meas.	: 525	SOP name	: Fruanhofer
Database name	: CilasDB1		



Copyright © 2010 by Pearson Education, Inc., or its affiliates. All Rights Reserved.



The Citas logo consists of the word "citas" in a lowercase, sans-serif font, with a stylized orange swoosh graphic positioned above the letter "i".

PARTICLE SIZE DISTRIBUTION

CILAS 1090 DRY

Range : 0.10 µm - 500.00 µm / 100 Classes

x : diameter / μm Q3 : cumulative value / % q3 : density distribution

Data Viewer



Hidroksiapatit.xrdml

Report

Created on: 2/10/2020 2:35:14 PM
Operator: UB

File

File name: C:\XRD Data\Konsumen\Data XRD konsumen - 2020\Februari 2020\10022020\10022020-1\Hidroksiapatit.xrdml
Checksum: 1E0A739E4E4569E4AB166699D9D8C16E
File size (bytes): 15562

Time stamp

Started: 2/10/2020 1:49:23 PM
Finished: 2/10/2020 1:53:41 PM
Total time (h:m:s): 00:04:18

Comment

Configuration=Flat Sample Stage, Owner=User-1, Creation date=6/11/2018 12:13:15 PM
Goniometer=PW3050/60 (Theta/Theta); Minimum step size 2Theta:0.001; Minimum step size Omega:0.001
Sample stage=PW3071/xx Bracket
Diffractometer system=XPERT-3
Measurement program=C:\PANalytical\Data Collector\Programs\Gonio_Scan_20-80.xrdmp,
Identifier={(89E0AE3D-9490-4EF4-B0FA-233CBCFC6C97)}

Status

Completed

Sample

Sample type: To be analyzed

Measurement type

Single scan

Used wavelength

Intended wavelength Kα1
type:

UB (\DESKTOP-GQMO53U\UB)

2/10/2020 2:35:50 PM
Page 1 of 4



Data Viewer

Hidroksiapatit.xrdml

Kα ₁ (Å):	1.540598
Kα ₂ (Å):	1.544426
Kα ₂ /Kα ₁ intensity ratio:	0.50
Kα (Å):	1.541874
Kβ (Å):	1.392250

Incident beam path

Radius (mm): 240.0

X-ray tube

Name:	Empyrean Cu LFF HR (9430 033 7310x) DK420045
Anode material:	Cu
Voltage (kV):	40.0
Current (mA):	30.0
Focus	
Focus type:	Line
Length (mm):	12.0
width (mm):	0.4
Take-off angle (°):	6.0

Filter

Name:	Beta-filter Nickel
Material:	Ni
Thickness (mm):	0.020

Anti-scatter slit

Name:	Fixed slit 2°
Type:	Fixed
Height (mm):	3.03

Divergence slit

Name:	Fixed slit 1°
Distance to sample (mm):	140
Type:	Fixed
Height (mm):	1.52



Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya

Repository Univers
Repository Univers
Repository 91Univers
Repository Univers
Repository Univers

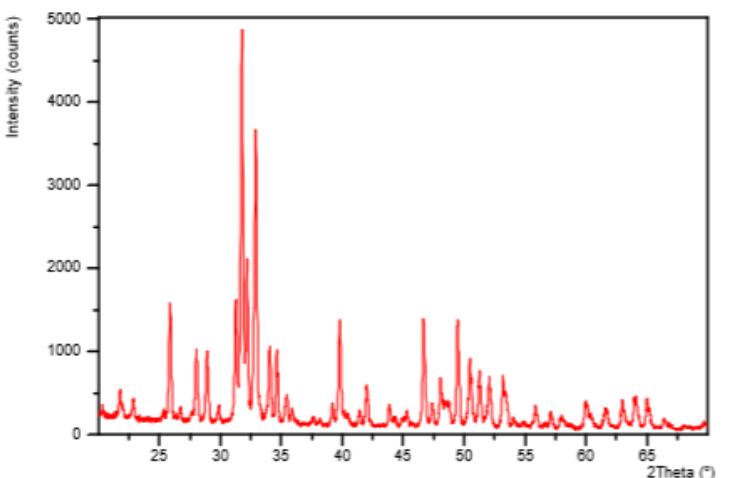
Data Viewer



PANalytical

Hidroksiapatit.xrdml

Scan range ($^{\circ}$): 20.0030 - 70.0031
Start position ($^{\circ}$): 20.0114
End position ($^{\circ}$): 69.9948
Step size ($^{\circ}$): 0.0167
No. of points: 2992
Scan mode: Continuous
Counting time (s): 10.160



Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya
Repository Universitas Brawijaya

Repository Univers
Repository Univers
Repository Univers
Repository Univers
Repository Univers