

TUGAS AKHIR - TL234839

**ANALISIS PENGARUH METODE STERILISASI *POWDER*
PMMA PADA *ACRYLIC BONE CEMENT* DENGAN KATALIS
N,N-DIMETHYL P-TOLUIDINE PADA SIFAT MEKANIK
DAN BIOLOGIS MENGACU PADA STANDARD ASTM F451**

PEDRO WIDYA BODHISATTA ARIYANTO
NRP 5011211044

Dosen Pembimbing
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.
NIP. 198707072018032001
Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T., M.Sc.
NIP. 198012072005011004

Program Studi Teknik Material
Departemen Teknik Material dan Metalurgi
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2025

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



TUGAS AKHIR - TL234839

ANALISIS PENGARUH METODE STERILISASI POWDER PMMA PADA *ACRYLIC BONE CEMENT* DENGAN DENGAN KATALIS N,N-DIMETHYL P-TOLUIDINE PADA SIFAT MEKANIK DAN BIOLOGIS MENGACU PADA ASTM F451

PEDRO WIDYA BODHISATTA ARIYANTO
NRP 5011211044

Dosen Pembimbing
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.
NIP. 198707072018032001
Dr. Eng. Hosta Ardhyananta, S.T., M.Sc.
NIP. 198012072005011004

Program Studi Teknik Material
Departemen Teknik Material dan Metalurgi
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2025

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT - TL234839

**ANALYSIS OF THE EFFECT OF PMMA POWDER
STERILIZATION METHODS ON THE MECHANICAL AND
BIOLOGICAL PROPERTIES OF ACRYLIC BONE CEMENT
WITH N,N-DIMETHYL P-TOLUIDINE CATALYST BASED
ON ASTM F451**

PEDRO WIDYA BODHISATTA ARIYANTO
NRP 5011211044

Advisor
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.
NIP. 19878707072018032001
Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T., M.Sc.
NIP. 198012072005011004

Study Program Material Engineering
Department of Materials and Metallurgical Engineering
Faculty of Industrial Technology and Systems Engineering
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
Surabaya
2025

(This page is intentionally blank)

LEMBAR PENGESAHAN

ANALISIS PENGARUH METODE STERILISASI POWDER PMMA PADA *ACRYLIC BONE CEMENT* DENGAN DENGAN KATALIS N,N-DIMETHYL P-TOLUIDINE PADA SIFAT MEKANIK DAN BIOLOGIS MENGACU PADA ASTM F451

TUGAS AKHIR

Diajukan untuk memenuhi satu di antara syarat
memperoleh gelar Sarjana Teknik pada
Program Studi S-1 Teknik Material
Departemen Teknik Material dan Metalurgi
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

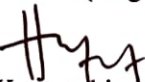
Oleh : **Pedro Widya Bodhisatta Ariyanto**
NRP. 5011211044

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Amaliya Rasyida, S.T.,M.Sc.


Pembimbing

2. Dr. Eng. Hosta Ardhyanta,S.T.,M.Sc.


Ko-pembimbing

3. Prof. Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D.


Penguji

4. Prof. Mas Irfan Purbawanto Hidayat S.T. MSc. PhD


Penguji



SURABAYA
Juli, 2025

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

APPROVAL SHEET

ANALYSIS OF THE EFFECT OF PMMA POWDER STERILIZATION METHODS ON THE MECHANICAL AND BIOLOGICAL PROPERTIES OF ACRYLIC BONE CEMENT WITH N,N-DIMETHYL P-TOLUIDINE CATALYST BASED ON ASTM F451

FINAL PROJECT

Submitted to fulfill one of the academic requirements
for obtaining a degree Bachelor of Engineering at
Undergraduate Study Program of Materials Engineering
Department of Materials and Metallurgical Engineering
Faculty of Industrial Technology and Systems Engineering
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

By : **Pedro Widya Bodhisatta Ariyanto**
NRP. 5011211044

Approved by Final Project Examiner Team :

1. Amaliya Rasyida, S.T.,M.Sc.


Advisor

2. Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T., M.Sc.


Co-Advisor

3. Prof. Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D.


Examiner 1

4. Prof. Mas Irfan Purbawanto Hidayat, S.T., M.Sc., Ph.D.


Examiner 2



SURABAYA

July, 2025

(This page is intentionally blank)

PERNYATAAN ORISINALITAS

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama mahasiswa / NRP : Pedro Widya Bodhisatta Ariyanto / 5011211044
Program studi : Teknik Material dan Metalurgi FTIRS ITS
Dosen Pembimbing / NIP : Amaliya Rasyida, S.T.,M.Sc. / 19878707072018032001
Dosen Ko-Pembimbing / : Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T.,M.Sc.
NIP : /198012072005011004

dengan ini menyatakan bahwa Laporan Tugas Akhir dengan judul “ANALISIS PENGARUH METODE STERILISASI POWDER PMMA PADA *ACRYLIC BONE CEMENT* DENGAN DENGAN KATALIS N,N-DIMETHYL P-TOLUIDINE PADA SIFAT MEKANIK DAN BIOLOGIS MENGACU PADA ASTM F451” adalah hasil karya sendiri, bersifat orisinal, dan ditulis dengan mengikuti kaidah penulisan ilmiah.

Bilamana di kemudian hari ditemukan ketidaksesuaian dengan pernyataan ini, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai dengan ketentuan yang berlaku di Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Surabaya, 22 Juli 2025

Mengetahui
Dosen Pembimbing



Amaliya Rasyida, S.T.,M.Sc.
NIP. 19878707072018032001

Mahasiswa



Pedro Widya Bodhisatta Ariyanto
NRP. 5011211044

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

STATEMENT OF ORIGINALITY

The undersigned below:

Name of student / NRP : Pedro Widya Bodhisatta Ariyanto / 5011211044
Department : Materials and Metallurgical Engineering INDSYS-ITS
Advisor / NIP : Amaliya Rasyida, S.T.,M.Sc. / 19878707072018032001
Co-Advisor / NIP : Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T.,M.Sc.
/198012072005011004

hereby declare that the final project with the title of "ANALYSIS OF THE EFFECT OF PMMA POWDER STERILIZATION METHODS ON THE MECHANICAL AND BIOLOGICAL PROPERTIES OF ACRYLIC BONE CEMENT WITH N,N-DIMETHYL P-TOLUIDINE CATALYST BASED ON ASTM F451" is the result of my own work, is original, and is written by following the rules of scientific writing.

If in the future there is a discrepancy with this statement, then I am willing to accept sanctions in accordance with the provisions that apply at Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Surabaya, July 22th 2025

Acknowledged
Advisor



Amaliya Rasyida, S.T.,M.Sc.
NIP. 19878707072018032001

Student



Pedro Widya Bodhisatta Ariyanto
NRP. 5011211044

(This page is intentionally blank)

ANALISIS PENGARUH METODE STERILISASI POWDER PMMA PADA *ACRYLIC BONE CEMENT* DENGAN KATALIS N,N-Dimethyl p-toluidine MENGACU PADA STANDARD ASTM F451

Nama Mahasiswa / NRP : Pedro Widya Bodhisatta Ariyanto / 5011211044
Departemen : Teknik Material dan Metalurgi FTIRS-ITS
Dosen Pembimbing : Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.
Dosen Ko-Pembimbing : Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T., M.Sc.

Abstrak

Sterilisasi *bone cement* merupakan tahap penting dalam bidang medis untuk menghilangkan mikroorganisme penyebab infeksi. Disisi lain, sterilisasi berpotensi menyebabkan perubahan sifat dan performa dari *acrylic bone cement*. Pada penelitian ini, sterilisasi dilakukan pada komponen *powder* bone cement dengan metode γ -irradiation dan *E-beam irradiation*. *Bone cement* yang digunakan adalah *acrylic bone cement* polimetil metakrilat (PMMA) dengan komponen *powder* terdiri dari PMMA, BPO, dan ZrO₂ sebagai *radiopaque agent* dan komponen *liquid* terdiri dari N,N-Dimethyl p-toluidine sebagai katalis dan monomer metil metakrilat (MMA). Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis pengaruh metode sterilisasi terhadap sifat kimia (FTIR, GPC, dan asiditas), sifat mekanik (*dough time*, *setting time*, *exothermic temperature*, dan uji tekan), dan sifat biologis (uji sterilitas) dari *bone cement*. Berdasarkan penelitian tersebut didapatkan bahwa metode sterilisasi berpengaruh pada performa N,N-Dimethyl-p-toluidine *acrylic bone cement*. Dari hasil pengujian, perlakuan sterilisasi berpengaruh terhadap sifat kimia *bone cement* dengan menurunkan sedikit intensitas peak area FTIR (2,19% hingga 11,5%) pada ikatan CH₃ *stretching*, C=O, dan -OCH₃. Pada uji GPC, terlihat bahwa sterilisasi *E-beam* memiliki berat molekul lebih tinggi dibandingkan sterilisasi Gamma dengan nilai *molecular weight* secara berurutan yaitu 71888 dalton dan 52661 dalton. Sementara itu, pada uji pH seluruh sampel memiliki pH netral dengan nilai sampel $\pm$ pH 7. Apabila mengacu pada performa ASTM F451 *acrylic bone cement*, sterilisasi Gamma dengan perbandingan *powder* dan *liquid* 1:1 menjadi sampel yang memenuhi kriteria ASTM F451 dengan *dough time* 2 menit 3 detik, *setting time* 6 menit 28 detik, dan *exothermic temperature* sebesar $89,7 \pm 9,3$ °C dan pada uji tekan, didapatkan hasil sebesar $103 \pm 7,8$ Mpa. Kemudian pada uji sterilisasi, terlihat bahwa seluruh sampel yang sudah di sterilisasi baik dengan metode *E-beam* maupun Gamma sudah tidak terkontaminasi mikroorganisme. Oleh karena itu, metode sterilisasi yang lebih direkomendasikan adalah sterilisasi Gamma karena perubahan sifat dan performanya masih memenuhi kriteria ASTM F451 *acrylic bone cement*.

Kata Kunci: *Cranioplasty*, *Sterilization*, ASTM F451, N,N-Dimethyl-p-toluidine

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

ANALYSIS OF THE EFFECT OF PMMA POWDER STERILIZATION METHODS ON THE MECHANICAL AND BIOLOGICAL PROPERTIES OF ACRYLIC BONE CEMENT WITH N,N-DIMETHYL P-TOLUIDINE CATALYST BASED ON ASTM F451

Student Name / NRP : Pedro Widya Bodhisatta Ariyanto / 5011211044
Departement : Teknik Material dan Metalurgi FTIRS-ITS
Advisor : Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.
Co-Advisor : Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T., M.Sc.

Abstract

Sterilization of bone cement is a critical step in the medical field to eliminate microorganisms that may cause infections. On the other hand, sterilization has the potential to alter the properties and performance of acrylic bone cement. In this study, sterilization was conducted on the powder component of bone cement using γ irradiation and E-beam irradiation methods. The bone cement used was polymethyl methacrylate (PMMA)-based acrylic bone cement, with the powder component consisting of PMMA, benzoyl peroxide (BPO), and zirconium dioxide (ZrO_2) as the radiopaque agent. The liquid component consisted of N,N-Dimethyl p-toluidine as the catalyst and methyl methacrylate (MMA) as the monomer. The objective of this research was to analyze the effects of sterilization methods on the chemical properties (FTIR, GPC, and acidity), mechanical properties (dough time, setting time, exothermic temperature, and compressive strength), and biological properties (sterility test) of the bone cement. The findings revealed that the sterilization method affects the performance of N,N-Dimethyl-p-toluidine-based acrylic bone cement. FTIR analysis showed that sterilization reduced the peak area intensity by 2.19% to 11.5%, particularly in the CH_3 stretching, $\text{C}=\text{O}$, and $-\text{OCH}_3$ bonds. GPC analysis indicated that E-beam sterilization resulted in a higher molecular weight (71,888 Da) compared to gamma sterilization (52,661 Da). In terms of acidity, all samples demonstrated a neutral pH, averaging around pH 7. According to ASTM F451 standards for acrylic bone cement performance, the Gamma sterilized sample with a 1:1 powder to liquid ratio met the criteria, showing a dough time of 2 minutes 3 seconds, a setting time of 6 minutes 28 seconds, and an exothermic temperature of 89.7 ± 9.3 °C. The compressive strength test yielded a value of 103 ± 7.8 MPa. Furthermore, sterility tests confirmed that all sterilized samples, whether by E-beam or Gamma methods, were free from microbial contamination. Therefore, Gamma sterilization is the recommended method, as the alterations in properties and performance still comply with ASTM F451 standards for acrylic bone cement.

Keywords: Cranioplasty, Sterilization, ASTM F451, N,N-Dimethyl-p-toluidine

(This page is intentionally blank)

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadiran Tuhan Yang Maha Esa, yang telah memberikan Rahmat dan kesehatan, sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir dengan judul “ANALISIS PENGARUH METODE STERILISASI POWDER PMMA PADA *ACRYLIC BONE CEMENT* DENGAN KATALIS N,N-Dimethyl p-toluidine MENGACU PADA STANDARD ASTM F451”. terselesaikannya laporan tugas akhir ini tidak luput dari dukungan, bantuan, motivasi serta partisipasi dari semua pihak, untuk itu penulis ingin mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Bapak Sutarsis, ST. MSc. PhD selaku Kepala Departemen Teknik Material dan Metalurgi FTIRS-ITS.
2. Ibu Amaliya Rasyida, S.T.,M.Sc.. dan Bapak Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T.,M.Sc. selaku dosen pembimbing yang telah memberikan segenap waktu, tenaga, dan pikiran untuk membimbing penulis dalam penelitian ini, serta memberikan motivasi yang membangun.
3. Bapak Haniffudin Nurdiansah, S.T., M.T selaku dosen wali yang telah membantu penulis selama studi di Departemen Teknik Material dan Metalurgi FTIRS ITS.

Penulis menyadari bahwa masih terdapat banyak kekurangan dalam tugas akhir ini. Oleh karena itu, penulis sangat mengharapkan kritik dan saran yang membangun untuk karya yang lebih baik lagi kedepannya. Semoga laporan ini dapat melahirkan koreksi dan solusi gagasan pembaca untuk menyempurnakan hasil penelitian ini.

Surabaya, 22 Juli 2025
Penulis

Pedro Widya Bodhisatta Ariyanto

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	vii
APPROVAL SHEET	ix
Abstrak	xv
Abstract	xvii
KATA PENGANTAR	xix
DAFTAR ISI	xxi
DAFTAR GAMBAR	xxiii
DAFTAR TABEL	xxv
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah.....	2
1.4 Tujuan Penelitian.....	2
1.5 Manfaat Penelitian.....	2
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	3
2.1 Cranioplasty.....	3
2.2 Polimer.....	4
2.3 Polimetil Metakrilat (PMMA).....	5
2.3.1 Polimerisasi PMMA.....	6
2.3.2 PMMA untuk <i>Cranioplasty</i>	9
2.4 Katalis untuk <i>Acrylic Bone Cement</i>	10
2.5 <i>Radiopaque Agent</i>	11
2.6 ASTM F451.....	12
2.7 Sterilisasi.....	13
2.8 <i>Existing Product</i>	16
2.9 Penelitian Terdahulu.....	18
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	27
3.1 Diagram Alir.....	27
3.2 Alat dan Bahan Penelitian.....	29
3.2.1 Alat Penelitian.....	29
3.2.2 Bahan Penelitian.....	30
3.3 Prosedur Penelitian.....	31
3.3.1 Proses Sintesis PMMA.....	31
3.3.2 <i>Curing Bone Cement</i>	31
3.3.3 Proses Sterilisasi.....	32
3.4 Proses Pengujian.....	33
3.4.1 Pengujian <i>Fourier Transform Infrared Spectroscopy</i> (FTIR).....	33
3.4.2 Pengujian Berat Molekul.....	33
3.4.3 Pengujian <i>Setting Time, Dough Time, dan Exothermic Temperature</i>	34
3.4.4 Pengujian Tekan.....	34
3.4.5 Pengujian Sterilitas.....	34
3.4.6 Pengujian Asiditas.....	35
3.5 Rancangan Penelitian.....	35
BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN	37
4.1 Hasil FTIR <i>Powder Acrylic Bone Cement</i> Sebelum, Sterilisasi <i>E-beam</i> , dan Sterilisasi Gamma.....	37
4.2 Pengaruh Metode Sterilitas Terhadap Berat Molekul <i>Powder Bone Cement</i>	38

4.3 Hasil Pengamatan <i>Dough Time</i> , <i>Setting Time</i> dan <i>Exothermic Temperature</i> PMMA Bone Cement	39
4.4 Kuat Tekan <i>Bone Cement</i>	42
4.5 Pengaruh Metode Sterilitas Terhadap Hasil Uji Sterilitas	44
4.6 Pengaruh Metode Sterilitas Terhadap Hasil Uji Asiditas	47
4.7 Tabulasi Hasil Penelitian	48
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	49
5.1 Kesimpulan	49
5.2 Saran	49
DAFTAR PUSTAKA	51
Lampiran	57
UCAPAN TERIMA KASIH	73
BIODATA PENULIS	75

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Proses Cranioplasty (Abdelwahed et al., 2023)	3
Gambar 2.2 Hasil FTIR PMMA (Ariyanto et al., 2021).....	6
Gambar 2.3 Polimetil Metakrilat (PMMA) (Ramanathan et al., 2024)	7
Gambar 2.4 Proses Reaksi Benzoil Peroksida dengan DmpT (Ayre, 2013)	7
Gambar 2.5 Proses Reaksi Radikal Benzoil Peroksida dengan Monomer MMA Menghasilkan Radikal Primer (Ayre, 2013)	7
Gambar 2.6 Proses Propagasi Polimerisasi PMMA (Ayre, 2013).....	8
Gambar 2.7 Proses Terminasi Radikal Bebas secara Kombinasi (Ayre, 2013).....	8
Gambar 2.8 Proses Terminasi Radikal Bebas secara Disproporsionasi (Ayre, 2013).....	9
Gambar 2.9 Reaksi BPO dengan DmpT (Seyyed Hosseinzadeh et al., 2013).....	10
Gambar 2.10 Struktur Kimia N,N-Dimethyl-p-Toluidine (J.K. Dunnick et al., 2012) dan Struktur Kimia N,N-Dimethyl-o-Toluidine	11
Gambar 2.11 Hasil Uji Fatigue Tarik-Tekan (Lewis & Mladsi, 1998)	22
Gambar 2.12 Kurva Tegangan-Regangan (0 Kgy—Garis Putus-Putus Pendek, 30 Kgy—Garis Putus-Putus Panjang, Dan 40 Kgy—Garis Penuh) Dari Pengujian Kompresi (Tatara et al., 2015).....	23
Gambar 2.13 Perubahan Pemutusan Rantai Utama Selama Irradiasi PMMA (Yousif et al., 2015)	23
Gambar 2.14 Perubahan Rata Rata Viskositas Molecular Weight Selama Irradiasi Film PMMA (Yousif et al., 2015).....	24
Gambar 2.15 Hasil FTIR Setelah Sterilisasi (Yavuz et al., 2016)	25
Gambar 2.16 Hasil FTIR PMMA Sebelum dan Sesudah Sterilisasi (Sharifi et al., 2021)	26
Gambar 2.17 Stress-Strain Curves of The PMMA/ Al ₂ O ₃ (Malisic et al., 2023)	26
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian	27
Gambar 3.2 Diagram alir komponen powder	28
Gambar 3.3 Diagram alir komponen liquid	29
Gambar 3.4 Dry Mill.....	29
Gambar 3.5 Alat Uji Tekan.....	30
Gambar 3.6 Metil Metakrilat	30
Gambar 3.7 Skema Iradiator Gamma (Sumber: Rel Ion)	32
Gambar 3.8 Alat Iradiator E-Beam (Sumber: Sterina)	32
Gambar 3.9 Alat Uji Tekan.....	34
Gambar 4.1 Grafik Hasil FTIR Powder	37
Gambar 4.2 Scheme Mechanism Chain Scission of PMMA Irradiation	39
Gambar 4.3 Grafik Dough Time dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi	40
Gambar 4.4 Grafik Setting Time dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi.....	40
Gambar 4.5 Grafik Exothermic Temperature dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi	41
Gambar 4.6 Grafik Kekuatan Tekan dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi	42
Gambar 4.7 Grafik Modulus Elastisitas dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi	43
Gambar 4.8 Hasil Uji Sterilitas pada variasi pengenceran 100 a) Powder Tanpa Sterilisasi, b) Campuran Tanpa Perlakuan, c) Powder E-beam, dan d) Powder Gamma.....	46

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 <i>Mechanical Properties of Human Cranial Bone in Three-point Bending (Standard Deviation in Parentheses)</i> (Motherway et al., 2010).....	4
Tabel 2.2 Properties dari PMMA (Zafar, 2020)	6
Tabel 2.3 Wavenumber Hasil PMMA (Ariyanto et al., 2021).....	6
Tabel 2.4 Bahan Penyusun PMMA (Webb & Spencer, 2007)	10
Tabel 2.5 Perbedaan DMpT dan DMoT	11
Tabel 2.6 Sifat Mekanik dari ZrO ₂ (Madfa et al., 2014)	12
Tabel 2.7 Standar implan dengan material akrilik berdasarkan ASTM F451-21	13
Tabel 2.8 Sifat yang harus dimiliki campuran material liquid dan powder.....	13
Tabel 2.9 Metode sterilisasi yang umum digunakan (Rutala et al., 2023)	13
Tabel 2.10 Foto produk dari acrylic bone cement (Kühn, 2000).....	16
Tabel 2.11 Komposisi Material dalam Existing Product (Kühn, 2000)	18
Tabel 2.12 Penelitian Terdahulu	18
Tabel 2.13 Data berat molekul (Lewis & Mladi, 1998)	22
Tabel 3.1 Wavenumber FTIR (Nandiyanto et al., 2019)	33
Tabel 3.2 Rancangan Penelitian.....	35
Tabel 4.1 Tabel Ikatan Gugus Fungsi.....	37
Tabel 4.2 Luas Peak Area dengan Variasi Sterilisasi	37
Tabel 4.3 Berat Molekul Powder Bone Cement	38
Tabel 4.4 Perbandingan Dough Time dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi	40
Tabel 4.5 Perbandingan <i>Setting Time</i> dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi	41
Tabel 4.6 Perbandingan Exothermic Temperature dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi	41
Tabel 4.7 Perbandingan Kuat Tekan <i>Bone Cement</i> dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi	43
Tabel 4.8 Perbandingan Modulus Elastisitas Bone Cement dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi.....	43
Tabel 4.9 Hasil Uji Sterilitas dengan Variasi <i>Powder</i> dan Perlakuan Sterilitasi	44
Tabel 4.10 Hasil Pengujian pH Bone Cement	47
Tabel 4.11 Tabulasi Penelitian.....	48

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Cranioplasty adalah prosedur bedah yang dilakukan untuk memperbaiki cacat tulang tengkorak, baik untuk tujuan kosmetik maupun pemulihan fungsi (Niryana et al., 2018). Pemulihan fungsi ini sebagian besar disebabkan karena kecelakaan lalu lintas (47%), cacat lahir, dan tumor tengkorak (Niryana et al., 2018). Cedera kepala di Indonesia masih sering terjadi, seperti di RSUD Dr. Sutomo pada tahun 2013, tercatat sebanyak 1.411 kasus cedera kepala, dimana 166 di antaranya merupakan cedera kepala berat (Wangidjaja & Wreksoatmodjo, 2022). Terkadang, cedera kepala yang sangat berat membutuhkan proses *cranioplasty* tersebut. Dengan resiko infeksi yang dihadapi, maka pemilihan material yang akan digunakan sebagai implan tentu menjadi pertimbangan utama diiringi dengan kekuatan material tersebut. *Bone cement* mulai digunakan dalam praktik *cranioplasty* karena memiliki risiko infeksi, resorpsi, dan reoperasi yang lebih rendah dibandingkan dengan cangkuk tulang *autologus*. Selain itu, penggunaan *bone cement* telah mengurangi waktu operasi dan memberikan hasil kosmetik yang lebih baik berkat kemampuannya untuk dicetak sesuai kebutuhan pasien (Alkhaibary, Alharbi, Alnefaie, Oqalaa Almubarak, et al., 2020).

Material yang digunakan untuk menggantikan cacat tulang telah mengalami perkembangan sepanjang sejarah. Secara umum, bahan untuk *cranioplasty* dapat diklasifikasikan menjadi material biologis dan sintetis. Material biologis dapat dikelompokkan lebih lanjut menjadi cangkuk *autologus*, *allograft*, dan *xenograft*. *Allograft* (material tulang dan tulang rawan dari jenazah) serta *xenograft* (material tulang dari hewan) tidak dijadikan pilihan utama dalam *cranioplasty* karena tingginya risiko infeksi, resorpsi, dan penolakan (Alkhaibary, Alharbi, Alnefaie, Oqalaa Almubarak, et al., 2020). Salah satu material untuk *bone cement* adalah Polimetil metakrilat (PMMA). Material ini dikenal memiliki sifat yang kuat, radiolusen, tidak menyebabkan iritasi, dan tidak bersifat konduktif. PMMA menunjukkan ketahanan dan sifat kompresi yang lebih baik dibandingkan hidroksiapatit. Kelemahan utama PMMA meliputi risiko patahnya implan pada cacat yang lebih besar dan tingkat kegagalan yang tinggi dalam jangka panjang akibat kurangnya integrasi dengan tulang karena sifat PMMA yang *inert*. Selain itu, meskipun memiliki sifat ekspansi yang terbatas, PMMA juga diketahui memiliki risiko tinggi terhadap infeksi, degradasi, dan fragmentasi. Tingkat komplikasi material PMMA tercatat sebesar 23% dalam masa penggunaan selama 8 tahun. Tingkat infeksi PMMA tercatat mencapai 12,7%, lebih tinggi dibandingkan material lainnya dan serupa dengan *flap autologus*. Selain itu, PMMA tidak digunakan pada anak-anak karena tidak dapat menyesuaikan dengan pertumbuhan tengkorak (Alkhaibary, Alharbi, Alnefaie, Oqalaa Almubarak, et al., 2020). Dengan risiko infeksi dan kekuatan mekanik yang dibutuhkan, maka standar ASTM F-451 menjadi tolak ukur material agar aman dan efektif dalam aplikasi klinis.

Untuk meminimalisir terjadinya infeksi pada prosedur *cranioplasty* dengan material *bone cement*, maka dilakukan sterilisasi *powder* dan *liquid* yang bertujuan menghilangkan mikroba penyebab infeksi. Menurut (Lewis & Mladsi, 1998), hampir semua *existing* produk yang ada menggunakan γ -irradiation untuk metode sterilisasi *powder* dan proses filtrasi untuk liquid MMA. Hanya ada 1 produk yang menggunakan sterilisasi EtO, yaitu Palacos® R. Sementara itu, di Indonesia sendiri belum ada *bone cement* yang diuji untuk metode sterilisasi *powder*. Penelitian terbaru sejauh ini dilakukan oleh (Mahyudin et al., 2025) dimana dalam penelitiannya, dilakukan perbandingan prototipe dengan *existing* produk *import*. Hasilnya, prototipe *bone cement* dan *bone cement* impor menunjukkan hasil yang baik sebagai biomaterial. Tidak terdapat perbedaan yang signifikan pada pengujian sitotoksitas antara *bone cement prototipe* dan *bone cement* impor. PMMA impor menunjukkan hasil yang lebih baik dalam uji sitotoksitas, meskipun perbedaannya tidak signifikan.

Pada penelitian kali ini dilakukan penelitian pada *bone cement* dengan material utama PMMA, zirkonium dioksida (ZrO_2) sebagai *radiopaque agent*, dan N,N-Dimethyl-p-toluidine (DmpT) sebagai katalis. Untuk variasi yang akan dilakukan yaitu pada rasio antara komponen *powder* dan komponen *liquid* yaitu 1.5:1 dan 1:1. Kemudian dilakukan metode sterilisasi γ -irradiation, HPGP (*Hydrogen Peroxide Gas Plasma*), E-beam, dan X-ray sterilization untuk melihat efeknya terhadap bakteri sehingga dapat meminimalisir kemungkinan terjadinya infeksi dalam prosedur *cranioplasty*.

1.2 Perumusan Masalah

Dengan latar belakang yang ada, maka terdapat perumusan masalah yang ada dalam penelitian ini adalah sebagai berikut.

1. Bagaimana pengaruh metode sterilitas terhadap perubahan sifat kimia?
2. Bagaimana pengaruh metode sterilitas terhadap perubahan sifat mekanis?
3. Bagaimana pengaruh metode sterilitas terhadap sifat biologis?

1.3 Batasan Masalah

Adapun batas masalah pada penelitian ditetapkan untuk mendapatkan hasil optimal dan sesuai dengan yang diharapkan adalah sebagai berikut:

1. *Polymethylmethacrylate* yang digunakan dianggap homogen dan tanpa pengotor.
2. *Liquid MMA* dianggap sudah steril
3. Tekanan lingkungan penelitian dianggap 1 atm
4. Temperatur lingkungan penelitian dianggap temperatur ruang dan konstan

1.4 Tujuan Penelitian

Dengan adanya rumusan masalah, maka terdapat tujuan dalam penelitian ini sebagai berikut.⁹

1. Menganalisis pengaruh metode sterilitas terhadap perubahan sifat kimia.
2. Menganalisis pengaruh metode sterilitas terhadap perubahan sifat mekanis.
3. Menganalisis pengaruh metode sterilitas terhadap sifat biologis.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat penelitian ini adalah menganalisis pengaruh metode sterilisasi pada *powder PMMA* yang dengan data tersebut dapat digunakan sebagai dasar penelitian selanjutnya mengenai *acrylic bone cement*, khususnya di Departemen Teknik Material dan Metalurgi FTIRS-ITS sehingga dapat menghasilkan produk implan yang sesuai dengan standar dan dapat digunakan dalam medis.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Cranioplasty

Cranioplasty adalah prosedur bedah untuk memperbaiki kerusakan pada tulang tengkorak dengan menggunakan material seperti tulang, pelat logam, atau *bone cement*. Tujuan utama dari *cranioplasty* adalah melindungi otak dan memperbaiki penampilan kepala. Selain itu, *cranioplasty* membantu mengurangi masalah psikologis dan sosial akibat bentuk tengkorak yang tidak normal. *Cranioplasty* juga berfungsi menjaga tekanan di dalam kepala tetap stabil, karena tanpa tulang pelindung, tekanan dari luar bisa memengaruhi otak (MOSTAFA F. TANTAWY, 2023). Defek tulang tersebut dapat diakibatkan karena cedera kepala, tumor (primer tulang ataupun sekunder penyebaran tumor di lokasi lain ke tulang tengkorak), dan infeksi tulang (Niryana et al., 2018). Adapun **Gambar 2.1** menunjukkan proses dari *cranioplasty*.



Gambar 2.1 Proses *Cranioplasty* (Abdelwahed et al., 2023)

Operasi *cranioplasty* biasanya dilakukan setelah kejadian traumatik pada orang dewasa disebabkan oleh cedera kepala akibat kecelakaan lalu lintas yaitu sebesar 47% kasus. Sementara itu, defek tulang non-traumatik umumnya berasal dari tumor primer pada tulang tengkorak, seperti sarkoma (fibrosarkoma, osteosarkoma, dan kondrosarkoma), osteoma, kondroma, granuloma eosinofilik, serta tumor tulang kistik. Pasien dengan defek kranial yang luas setelah kejadian traumatik sering mengalami komplikasi berupa sindrom *sinking flap* atau sindrom trepanasi. Sindrom ini ditandai oleh serangkaian gejala, seperti perubahan bentuk dan posisi otak, deformitas ventrikel, hingga kolaps otak pada tahap lanjut, yang biasanya terjadi beberapa minggu atau bulan setelah kraniektomi besar (pengangkatan tulang) (Niryana et al., 2018). Dengan gejala tersebut, tentu prosedur *cranioplasty* harus segera dilakukan untuk meminimalisir kejadian buruk kedepannya.

Untuk melakukan prosedur *cranioplasty*, kita harus mengetahui *properties* dari tengkorak itu. Tengkorak dibagi menjadi dua, yaitu bagian kranial dan bagian wajah. Tulang kranial terdiri dari tulang-tulang di bagian atas tengkorak yang melindungi otak, sedangkan tulang-tulang wajah terdiri dari tulang-tulang yang membentuk wajah manusia. Pada tulang-tulang kranial yang melindungi otak, tulang parietal adalah bagian yang terlemah, sedangkan

tulang temporal dan tulang frontal adalah bagian yang terkuat (Siswanto & Hia, 2012). Berikut merupakan *mechanical properties* tulang kranial manusia yang dapat dilihat pada **Tabel 2.1**.

Tabel 2.1 *Mechanical Properties of Human Cranial Bone in Three-point Bending (Standard Deviation in Parentheses)* (Motherway et al., 2010)

Parameter	0.5 m/s	1.0 m/s	2.5 m/s
<i>Max Force (N)</i>	803.1 (345.3)	791.4 (387.4)	1221.1 (524.8)
<i>E (GPa)</i>	7.46 (5.39)	10.77 (9.38)	15.54 (10.29)
<i>σ_{rupt} (MPa)</i>	85.11 (23.55)	86.44 (27.08)	127.84 (46.88)
<i>U_0 (kJ·m/m³)</i>	123.15 (56.77)	115.87 (167.82)	167.82 (104.19)
<i>Strain rate (s⁻¹)</i>	21.16 (6.79)	28.25 (7.82)	107.2 (26.07)

Material *cranioplasty* secara luas dibagi menjadi dua kelompok utama yaitu biologis dan sintetis. Material biologis selanjutnya dibagi menjadi cangkok *autologus*, *allograft*, dan *xenograft*. *Alograft* (material tulang dan tulang rawan dari kadaver) dan *xenograft* (material tulang dari hewan) tidak lagi digunakan untuk *cranioplasty* karena tingkat infeksi, resorpsi, dan penolakan yang sangat tinggi. Material yang digunakan untuk menggantikan cacat tulang telah mengalami perkembangan seiring waktu. Pada awalnya, pemilihan material didasarkan pada status sosial pasien. Saat ini, pilihan material tergantung pada berbagai faktor, termasuk usia pasien, ukuran dan lokasi defek, preferensi ahli bedah, serta alasan utama dilakukan kraniektomi (Alkhaibary, Alharbi, Alnefaie, Aloraidi, et al., 2020)

Proses *cranioplasty* dimulai dengan pemindaian kraniofasial 3D sebelum operasi secara sistematis untuk mengetahui jaringan tulang mana yang hilang dan hubungannya dengan struktur otak di bawahnya. Prosedur ini dilakukan di bawah anestesi umum. Pembedahan disesuaikan dengan bekas luka yang sudah ada sebelumnya. Tahap pertama yaitu kulit kepala disuntik dengan larutan adrenalin (1 mg/L), dilakukan diseksi di bawah lapisan subgaleal hingga seluruh area cacat tulang terpapar. Diseksi tulang dilakukan untuk mengekspos lapisan duramater (Slimani et al., 2023). *Powder* dan *liquid* dicampur dan diaduk dengan hati-hati untuk mencegah terperangkapnya gelembung udara (Abd El-Ghani, 2018). Pada tahap ini, semen PMMA diaplikasikan dan dibentuk langsung di atas area tulang yang hilang, dengan dilakukan irigasi terus-menerus menggunakan serum dingin untuk mencegah luka bakar akibat reaksi eksotermik dari polimerisasi PMMA, dengan *temperature* bisa mencapai 70°C. Ketika semen mulai mengeras, semen dapat dilepas dahulu agar panas yang dihasilkan dapat menyebar dengan baik. Setelah itu, semen segera dipasang kembali di tempat yang telah disiapkan. Jika diperlukan, pemotongan dan perubahan bentuk dilakukan menggunakan alat pemotong khusus agar semen sesuai dengan permukaan tulang. Setelah implan dipasang, ia diikat dengan dua pin titanium berdiameter 2 mm ke tulang kranial untuk menghindari perpindahan sekunder. Kulit kepala kemudian diposisikan kembali dan dijahit (Slimani et al., 2023).

2.2 Polimer

Polimer adalah zat, komponen, atau material yang memiliki struktur molekul yang tersusun, baik seluruhnya maupun sebagian besar, dari banyak partikel atau unit yang serupa atau berbeda yang terikat bersama. Beberapa contoh polimer meliputi bahan organik sintetis, plastik, dan resin. Kata "polimer" sendiri berasal dari bahasa Yunani kuno; *poly-* berarti "banyak," sedangkan *-mer* berarti "bagian," "segmen," "unit," atau "partikel." Sementara itu, kata *mono-* berarti "satu" atau "tunggal." Monomer, di sisi lain, adalah partikel kecil atau molekul yang bergabung membentuk rantai panjang yang disebut polimer (Md. Rezaur Rahman, 2021). Polimer memiliki struktur yang kompleks, beragam aplikasi fungsional, dan berbagai karakterisasi sehingga polimer tidak dapat dimasukkan dalam satu kelompok tunggal.

Berdasarkan asalnya, polimer dibagi menjadi tiga kategori, yaitu polimer alami, buatan, dan semi-buatan. Polimer alami dapat ditemukan pada tumbuhan dan hewan. Contohnya adalah karet, selulosa, pati, dan protein. Polimer alami ini juga sering disebut sebagai *biopolimer* karena sifatnya yang dapat terurai secara hayati. Polimer *semi-sintetis* dibuat dengan mengubah polimer alami secara kimiawi, seperti selulosa nitrat dan selulosa asetat. Sementara itu, polimer sintetis dibuat oleh manusia seperti plastik yang merupakan jenis polimer sintetis yang paling melimpah dan sering digunakan. Plastik digunakan di berbagai sektor, termasuk dalam produk susu dan industri, seperti nylon-6 dan polieter (Verma et al., 2024).

Pada polimer amorf dengan berat molekul tinggi mengalami perubahan dari keadaan kaca (*glassy*) menjadi keadaan seperti karet (*rubbery*) ketika dipanaskan. Sebaliknya, polimer tersebut berubah dari keadaan *rubbery* menjadi kaca saat didinginkan. Peristiwa ini disebut transisi kaca (*glass transition*), yang terjadi pada *glass-transition temperature* (T_g). Sementara itu, polimer dengan berat molekul rendah berubah dari keadaan kaca menjadi cair di atas suhu alirnya (*flow temperature*). *Glass-transition temperature* sangat penting di berbagai bidang seperti pengolahan makanan, peredam getaran, dan elektrolit polimer (Geethamma & Drupitha, 2024).

Polimerisasi adalah proses di mana polimer diproduksi. Selama proses polimerisasi, beberapa gugus kimia dapat hilang dari setiap monomer, sehingga polimer tidak selalu mempertahankan sifat kimia atau reaktivitas unit monomer. Secara umum, polimerisasi merupakan proses yang relatif sederhana, tetapi cara penggabungan monomer bervariasi, sehingga lebih nyaman menggunakan lebih dari satu sistem untuk menggambarkan proses polimerisasi. Polimerisasi terjadi melalui berbagai mekanisme reaksi yang tingkat kompleksitasnya bergantung pada gugus fungsional yang ada dalam senyawa yang bereaksi. Salah satu sistem untuk membedakan proses polimerisasi didasarkan pada pertanyaan tentang seberapa banyak molekul asli yang tersisa ketika monomer-monomer saling berikatan. Pada polimerisasi adisi, monomer-monomer digabungkan dengan struktur yang tetap tidak berubah (James G. Speight, 2011).

2.3 Polimetil Metakrilat (PMMA)

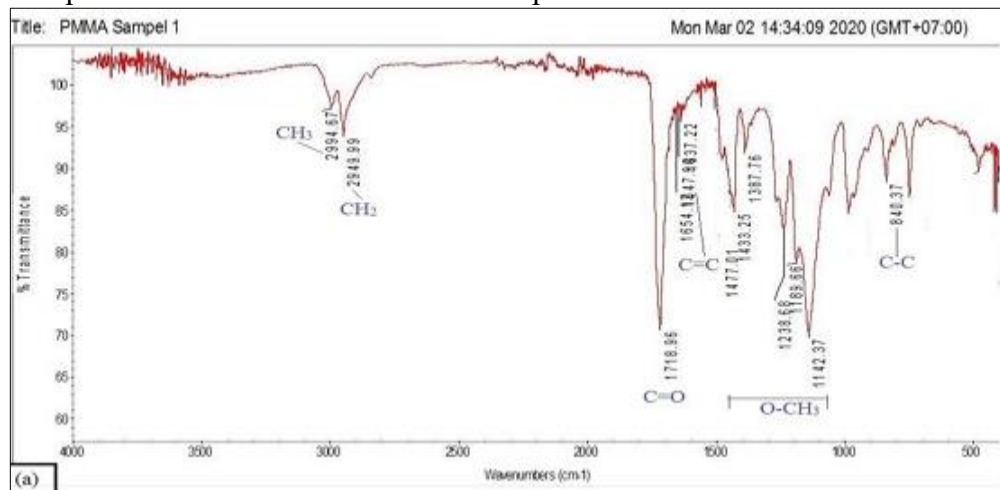
PMMA (nama IUPAC: poli [1-(metoksi karbonil)-1-metil etilena]) adalah polimer sintetis yang disintesis melalui penambahan radikal bebas dan polimerisasi metil metakrilat ($C_5O_2H_8$) menjadi poli metil metakrilat ($C_5O_2H_8$)_n (Zafar, 2020). Material ini ditemukan pada awal tahun 1930-an, dan aplikasinya pertama kali diperkenalkan oleh Otto Rohm pada tahun 1934 (Ariyanto et al., 2021). Reaksi polimerisasi diawali dan diaktifkan dengan menghasilkan radikal bebas, baik secara kimiawi maupun dengan energi (seperti panas, cahaya, gelombang mikro). Pada tahap propagasi, polimerisasi yang telah diaktifkan berlanjut melalui pengikatan monomer, kemudian diakhiri dengan pergeseran elektron bebas ke ujung rantai (Zafar, 2020).

Secara umum, PMMA digunakan dalam bidang optik, otomotif, dan medis, seperti dalam pembuatan sendi buatan, protesa gigi, dan lensa kontak. Dua sifat penting yang membedakan PMMA dari polimer lainnya adalah kejernihan optik dan sifatnya yang tidak berwarna (memiliki transmisi cahaya sebesar 92%), serta permukaannya yang sangat keras. Hal ini yang membuatnya sangat cocok untuk aplikasi medis, seperti alat bantu pernapasan, aksesoris urologi, komponen penanganan darah, dan aksesoris kateter (Ariyanto et al., 2021; Wicaksono et al., 2017). *Properties* dari PMMA dapat dilihat pada **Tabel 2.2**.

Tabel 2.2 Properties dari PMMA (Zafar, 2020)

Parameter	PMMA
Elastic modulus (GPa)	2,6
Compressive strength (MPa)	48-62
Tensile strength (MPa)	56
Elongation (%)	1-2
Impact strength (J)	0,98-1,27
Curing shrinkage (%)	-0.50 to -0.58
Vickers hardness (VHN)	20
Linear thermal expansion (mm/mm·K)	$6,3 \times 10^{-5}$
Glass transition temperature (°C)	125
Densitas (g/cm ³) di suhu ruang	1,18
Warna	Transparan

Struktur PMMA dapat dilihat menggunakan tes yaitu *Fourier Transfer Infra Red* (FTIR) yang ditunjukkan pada **Gambar 2.2** dan *wavenumber* pada **Tabel 2.3**

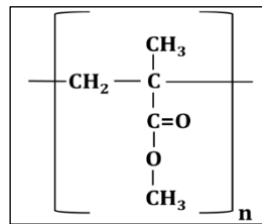
**Gambar 2.2** Hasil FTIR PMMA (Ariyanto et al., 2021)**Tabel 2.3** Wavenumber Hasil PMMA (Ariyanto et al., 2021)

Ikatan	Wave Number (CM ⁻¹)
C=O stretching	1718,96
CH ₂ stretching	2949,99
CH ₃ stretching	2994,67
-OCH ₃	1142,37 – 1477,01

2.3.1 Polimerisasi PMMA

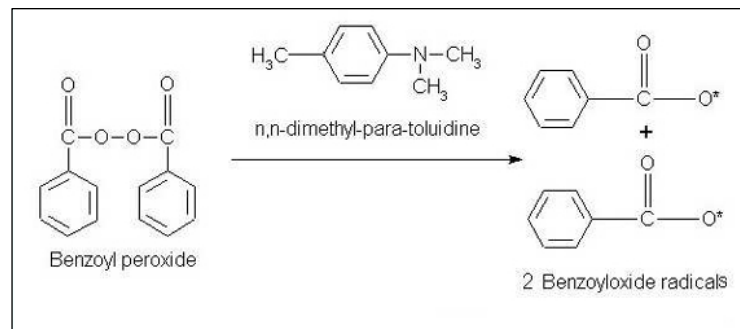
Terdapat 2 komponen untuk polimerisasi PMMA. Komponen pertama adalah fase cair, yang terutama terdiri dari metil metakrilat (MMA). Selain itu, terdapat N, N-dimetil-p-toluidina (DmpT) ditambahkan untuk mempercepat polimerisasi. Senyawa ini berperan sebagai katalis yang secara efektif mempercepat reaksi kimia yang mengubah monomer cair menjadi polimer padat. Untuk menjaga stabilitas monomer cair dan mencegah pengerasan yang tidak diinginkan selama penyimpanan, *stabilizer* hidrokuinon ditambahkan. Komponen kedua, yaitu fase serbuk, sebagian besar terdiri dari partikel PMMA. Benzoin peroksida (BPO) dimasukkan untuk memulai polimerisasi saat komponen serbuk dan cair dicampurkan. Katalis ini memicu reaksi polimerisasi, yang memulai proses silang-menyilang sehingga monomer cair berubah

menjadi struktur polimer padat (Ramanathan et al., 2024). Struktur PMMA dapat dilihat pada **Gambar 2.3**



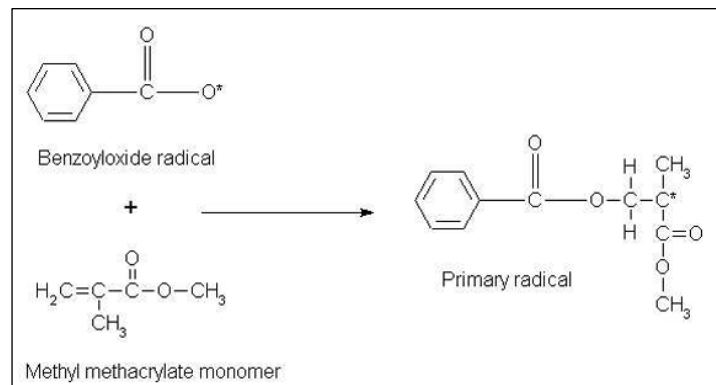
Gambar 2.3 Polimetil Metakrilat (PMMA) (Ramanathan et al., 2024)

Dalam pembentukan PMMA, terjadi polimerisasi radikal bebas. Polimerisasi ini dibagi menjadi 3 tahap, yaitu inisiasi, propagasi, dan terminasi. Ketika proses tersebut terjadi di *bone cement*, maka proses *self-curing* dapat terjadi. Empat tahap utama dalam persiapan semen tulang bedah adalah: pencampuran komponen bubuk dan cairan, waktu tunggu singkat, penanganan/penerapan semen, dan pengerasan semen. Inisiasi melibatkan pembentukan radikal bebas benzoil peroksida yang dihasilkan dari reaksi antara benzoil peroksida dan amina tersier, dalam hal ini DMpT. Radikal benzoiloksida membawa elektron tak berpasangan di kulit terluarnya, yang menyebabkan reaktivitas tinggi dengan molekul monomer. Berikut merupakan ilustrasi terjadinya reaksi benzoil peroksida dengan DmpT pada **Gambar 2.4**



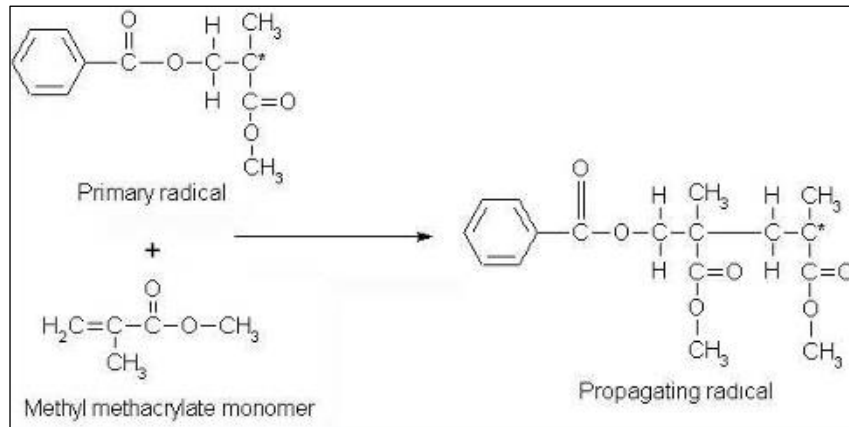
Gambar 2.4 Proses Reaksi Benzoil Peroksida dengan DmpT (Ayre, 2013)

Ketika radikal benzoil oksida bereaksi dengan monomer (MMA), maka radikal primer terbentuk. Radikal primer ini bertindak sebagai pusat aktif, sehingga reaksi dapat berlanjut yang dapat dilihat pada **Gambar 2.5**.



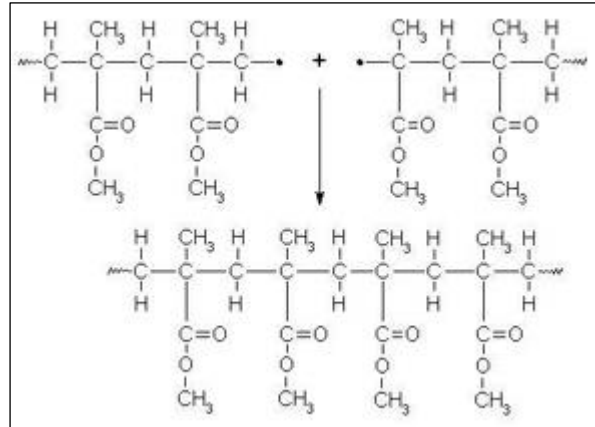
Gambar 2.5 Proses Reaksi Radikal Benzoil Peroksida dengan Monomer MMA Menghasilkan Radikal Primer (Ayre, 2013)

Radikal primer kemudian bereaksi dengan molekul MMA. Setelah melekat pada satu molekul MMA, radikal ini bereaksi dengan molekul MMA lainnya, memperpanjang rantai polimer yang ditunjukkan pada **Gambar 2.6**. Setiap penambahan molekul MMA, energi dilepaskan, sehingga memberikan sifat eksotermik pada reaksi ini. Proses ini merupakan tahap propagasi.



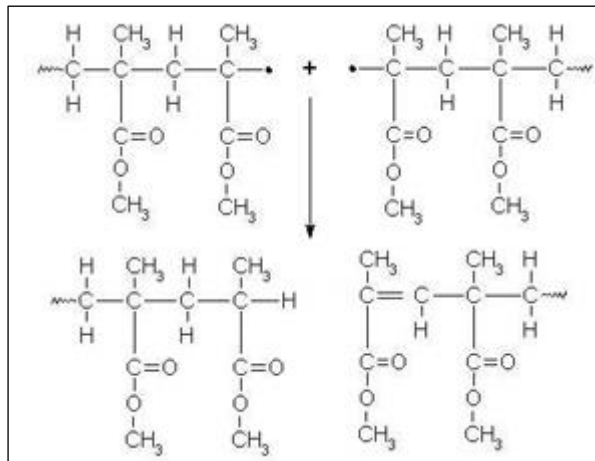
Gambar 2.6 Proses Propagasi Polimerisasi PMMA (Ayre, 2013)

Reaksi polimerisasi diketahui berakhir melalui dua mekanisme, yaitu kombinasi atau desproporsionasi. Mekanisme kombinasi yang ditunjukkan **Gambar 2.7** terjadi ketika dua pusat aktif dengan elektron tidak berpasangan dari rantai yang sedang tumbuh bereaksi satu sama lain untuk membentuk satu ikatan, memasang elektron, dan menghentikan propagasi rantai.



Gambar 2.7 Proses Terminasi Radikal Bebas secara Kombinasi (Ayre, 2013)

Desproporsionasi terjadi ketika elektron tidak berpasangan dari radikal tidak hanya mengambil satu elektron dari rantai yang sedang tumbuh, tetapi juga ion hidrogen. Hal ini menghentikan propagasi rantai karena rantai pertama saat ini tidak memiliki elektron yang tidak berpasangan dan karbon ujungnya kini berbagi dengan delapan elektron stabil. Proses ini ditunjukkan pada **Gambar 2.8**.



Gambar 2.8 Proses Terminasi Radikal Bebas secara Disproporsionasi (Ayre, 2013)

2.3.2 PMMA untuk *Cranioplasty*

Bone cement yang terbuat dari polimer sintetis adalah opsi utama dalam kasus *cranioplasty*, terutama ketika perbaikan struktur memerlukan aplikasi yang menanggung beban. Polimer yang paling umum digunakan adalah poli(metilmetakrilat) (PMMA) dan polietereeterketon (PEEK). Material yang digunakan harus biokompatibel dengan jaringan sekitarnya tanpa menimbulkan respons inflamasi, radiolusen sehingga mudah untuk dievaluasi melalui teknik radiografi, mudah dibentuk dan dicetak, memiliki tingkat retensi volume yang tinggi setelah implantasi jangka panjang, bersifat osteoaktif dengan penggantian tulang pada tingkat yang seimbang dengan resorpsi biomaterial, serta mudah didapatkan (Siracusa et al., 2021).

PMMA digunakan dalam bidang medis karena memiliki kekuatan yang mirip dengan tulang manusia, menunjukkan hasil yang baik dalam uji kompresi dan deformasi, harganya murah, dan mudah didapatkan. Bahan ini dianggap lebih baik daripada logam karena kuat, tidak konduktif, radiolusen, dan inert. Karakteristik radiolusen ini memudahkan untuk mendeteksi vaskularisasi otak melalui teknik angiografi, tetapi memberikan kesulitan dalam mendeteksi kerusakan pada *bone cement*. Untuk mengatasi masalah ini, barium ditambahkan ke dalam *bone cement* agar dapat terdeteksi melalui radiografi (Siracusa et al., 2021). Bahan penyusun PMMA dapat dilihat pada **Tabel 2.4**.

PMMA menunjukkan ketahanan kompresi dan tegangan yang lebih baik dibandingkan dengan hidroksiapatit (HA). Ketika dikombinasikan dengan titanium sebagai kawat pendukung untuk pemasangan *cranioplasty* berukuran besar, terjadi pengurangan angka fraktur serta hasil estetika yang lebih baik. Meskipun memiliki keunggulan tersebut, PMMA memiliki risiko tinggi terhadap ekstrusi, dekomposisi, dan infeksi (5%). Tingkat infeksi yang lebih tinggi (23%) ditemukan pada pasien yang memiliki riwayat infeksi di area rekonstruksi sebelumnya (Siracusa et al., 2021).

PMMA dibuat secara intraoperatif dengan mencampurkan monomer cair dengan polimer berbentuk serbuk. Pencampuran dapat dilakukan dalam wadah terbuka atau menggunakan wadah pencampuran yang terdiri dari dua ruang terpisah, satu berisi serbuk dan satu lagi berisi cairan. Pencampuran dilakukan dengan melepas strip tengah, yang memungkinkan cairan terserap dengan cepat bercampur dengan serbuk. Wadah kemudian dipotong dan resin dituang ke area aplikasi tanpa menghasilkan bau yang menyengat, dibentuk secara manual, dan dibiarkan mengeras. Secara umum, PMMA dapat menempel pada tulang, tetapi dalam beberapa kasus mungkin diperlukan penggunaan sekrup kecil dan/atau plat sebagai penahan pada tulang tengkorak (Siracusa et al., 2021).

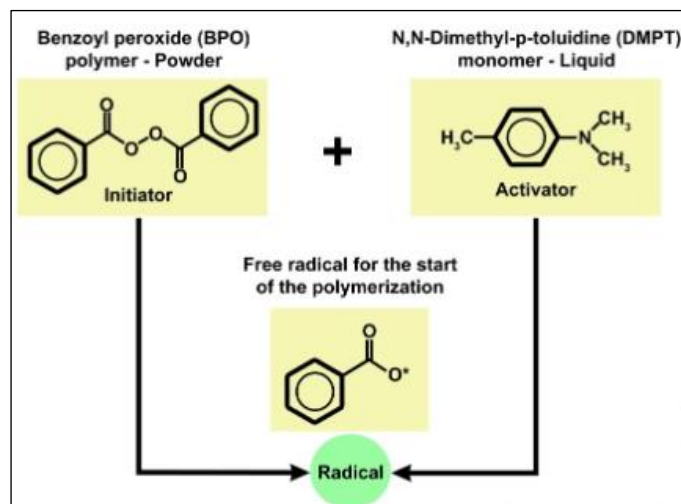
Tabel 2.4 Bahan Penyusun PMMA (*Webb & Spencer, 2007*)

<i>Powder</i>	<i>Liquid</i>
Polymer:	Monomer:
Polimetil Metakrilat	Metil Metakrilat (MMA)
<i>Alter physical properties of the cement:</i>	Akselerator:
<i>Co-polymers (e.g. MA-MMA*)</i>	N,N-dimethyl-p-toluidine (DMPT)
<i>Radio-opacifiers</i>	Katalis:
<i>Barium sulphate or zirconium dioxide</i>	Benzoyl peroxide
<i>Antimicrobial prophylaxis:</i>	<i>Stabilizer:</i>
<i>Antibiotics</i>	<i>Hydroquinone</i>
<i>Distinguish cement from bone:</i>	<i>Distinguish cement from bone:</i>
<i>Dye (e.g. chlorophyll)</i>	<i>Dye (e.g. chlorophyll)</i>

2.4 Katalis untuk *Acrylic Bone Cement*

Dalam pembentukan *acrylic bone cement* yang dibentuk dari PMMA, katalis dibutuhkan untuk mempercepat proses polimerisasi agar memenuhi *standard* yang digunakan. Hal ini bertujuan agar dalam penggunaannya dalam *cranioplasty*, tengkorak yang terbuka segera dapat tertutup oleh PMMA. Dalam hal ini, yang berperan sebagai katalis adalah N,N-Dimethyl-p-Toluidine (DMPT) yang dapat dilihat pada **Gambar 2.9**. DMpT biasanya tidak berwarna tetapi kadang berwarna kecoklatan dengan bau yang manis serta memiliki titik didih 211°C. Senyawa ini memiliki log P sebesar 2,99 dan tidak larut dalam air, tetapi dapat bercampur dengan eter dan etanol serta larut dalam karbon tetraklorida. DmpT stabil dalam kondisi penggunaan dan penyimpanan normal (J.K. Dunnick et al., 2012).

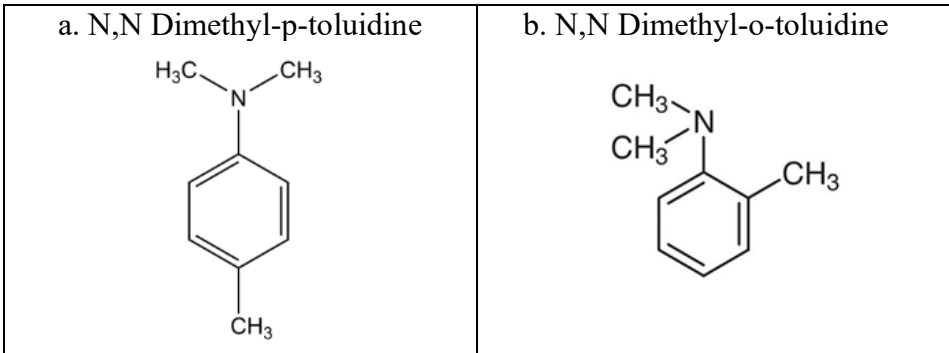
DMpT telah digunakan dalam pembuatan gigi palsu berbahan akrilik selama lebih dari 50 tahun. Senyawa ini digunakan sebagai akselerator *dalam bone cement* sebagian pada bagian pinggul dan tulang untuk memberikan reaksi polimerisasi dengan konsentrasi berkisar antara 0,7% hingga 2,6%. DMpT juga ditemukan dalam perekat pada industri, kuku buatan, serta digunakan sebagai perantara dalam sintesis pewarna dan pestisida. Senyawa ini memiliki waktu pengerasan lebih singkat (11,5 menit) dibandingkan beberapa akselerator alternatif. Sisa jumlah DMpT dalam resin akrilik sebesar 0,6% setelah penyimpanan dalam air hingga 15 bulan, sementara dalam metil metakrilat setelah implan jangka panjang, kandungannya terdeteksi hingga 0,2% (J.K. Dunnick et al., 2012).



Gambar 2.9 Reaksi BPO dengan DmpT (Seyyed Hosseinzadeh et al., 2013)

Peran katalis bermula dari proses pencampuran bubuk dan cairan yang dilanjutkan oleh proses kimiawi yang berperan sebagai pengeras *bone cement*. Inisiator BPO dari bubuk polimer dan aktivator DMPT dari cairan berinteraksi untuk menghasilkan radikal bebas dalam reaksi yang disebut "reaksi inisiasi" yang dapat dilihat pada **Gambar 2.9**. Radikal ini memulai polimerisasi MMA dengan bereaksi dengan rangkap polimerisasi dalam molekul monomer. Hal ini menghasilkan rantai polimer yang terus bertambah dan membentuk makromolekul. Karena jumlah radikal yang dihasilkan sangat banyak, banyak rantai polimer yang tumbuh dengan cepat, sehingga terjadi konversi MMA ke PMMA dalam waktu singkat. Jika dua rantai polimer yang sedang tumbuh bertemu, keduanya akan bergabung dan membentuk molekul polimer yang tidak lagi reaktif. Polimerisasi MMA adalah reaksi eksotermik, yang menyebabkan peningkatan *temperature* selama proses pengerasan semen tulang (Seyyed Hosseinzadeh et al., 2013).

Selain DMpT, terdapat katalis lain yang dapat digunakan seperti N,N Dimethyl-o-toluidine (DMoT) yang memiliki perbedaan gugus fungsi yang dapat dilihat pada **Gambar 2.10** dan nantinya akan berpengaruh terhadap reaksi yang dihasilkan pada *bone cement* seperti yang sudah diungkapkan pada **Tabel 2.5**.



Gambar 2.10 Struktur Kimia N,N-Dimethyl-p-Toluidine (J.K. Dunnick et al., 2012) dan Struktur Kimia N,N-Dimethyl-o-Toluidine

Tabel 2.5 Perbedaan DMpT dan DMoT

Perbedaan	N,N Dimethyl-p-toluidine	N,N Dimethyl-o-toluidine
Gugus fungsi	Terikat pada posisi para dari cincin toluidine	Terikat pada posisi ortho dari cincin toluidine
<i>Setting time</i> PMMA <i>bone cement</i> (Pramadio, Indra, 2024)	Lebih cepat	Lebih lama
<i>Exothermic Temperature</i> PMMA <i>bone cement</i> (Pramadio, Indra, 2024)	Lebih tinggi	Lebih rendah

2.5 Radiopaque Agent

Karakteristik suatu material dalam menyerap atau menyebarkan foton sinar-X saat melewatinya disebut atenuasi. Atenuasi sinar-X oleh suatu material bergantung pada kerapatan elektron, ketebalan material, dan gravitasi spesifik (yaitu, densitas). Oleh karena itu, ketika suatu material disinari dengan berkas paralel foton sinar-X, sinar tersebut akan menembus material dan kemudian diserap atau disebarkan setelah berinteraksi. Sebagai contoh, perbedaan atenuasi yang disebabkan oleh berbagai jenis jaringan dan perangkat medis menciptakan kontras di antara keduanya, sehingga semakin besar atenuasi, semakin tinggi kontras yang

dihasilkan. Suatu material dianggap radiopak jika menunjukkan atenuasi sinar-X yang baik dan menghasilkan kontras positif dalam citra radiografi (Montazerian et al., 2022).

PMMA merupakan material radiolusen yang sulit dideteksi dalam radiografi, sehingga berbagai logam berat telah dicoba untuk meningkatkan radiopasitas PMMA. Meskipun berbagai modifikasi telah meningkatkan radiopasitas PMMA hingga tingkat tertentu, terdapat beberapa kendala, seperti kurangnya ikatan fisik atau kimia antara aditif dan matriks, serta kecenderungan *radiopaque agent* untuk larut dan lepas dari gigi palsu dengan material PMMA. Penambahan logam berat dalam satu studi memang meningkatkan radiopasitas, tetapi berbagai sifat lainnya, termasuk kemampuannya untuk dipoles, kekuatan ikatan kimia, dan estetika, mengalami penurunan yang signifikan (Zafar, 2020).

Meskipun memiliki banyak kekurangan, radiopak agen tetap diperlukan untuk meningkatkan kemampuan radiopak PMMA *bone cement* untuk keperluan prosedur bedah. *Radiopaque agent* yang paling banyak digunakan adalah ZrO_2 dan $BaSO_4$. Zirkonium (Zr) dalam ZrO_2 memiliki nomor atom yang tinggi, sehingga memberikan sifat radiopasitas yang baik. Hal ini disebabkan oleh kemampuan unsur dengan nomor atom besar untuk memantulkan sinar-X secara efektif. Dengan demikian, ZrO_2 mampu mengubah arah sinar-X, menjadikannya pilihan umum sebagai agen radiopak (Chen et al., 2014). ZrO_2 juga memiliki ketahanan yang sangat baik terhadap keausan serta ketahanan kimia yang tinggi. Selain itu, ZrO_2 bersifat non-toksik, menunjukkan aktivitas pada tingkat sel, dan memiliki sifat *osseointegrasi*, sehingga menjadi pilihan yang tepat untuk dimasukkan ke dalam matriks PMMA (Faruq et al., 2023). Sifat mekanik dari ZrO_2 dapat dilihat pada **Tabel 2.6**. Zirkonium dioksida dapat meningkatkan kekuatan tarik (*tensile strength*) dan ketangguhan patah (*fracture toughness*), tetapi mengurangi kekuatan tekan (*compressive strength*) serta *fatigue crack propagation* jika dibandingkan dengan barium sulfat. Hal ini disebabkan karena barium sulfat cenderung membentuk gumpalan partikel (aglomerasi) yang memicu *fatigue crack*. Di sisi biologis, $BaSO_4$ juga memiliki kemungkinan inflamasi lebih tinggi dan percepatan *bone resorption* (resorpsi tulang) (Shearwood-Porter, 2013).

Tabel 2.6 Sifat Mekanik dari ZrO_2 (Madfa et al., 2014)

Sifat mekanik	Jumlah
<i>Density</i> (g/cm ³)	6.05
<i>Hardness</i> (HV)	1200
<i>Thermal expansion coefficient</i> (1/K)	11x10 ⁻⁶
<i>Bend strength</i> (MPa)	900-1200
<i>Compressive strength</i> (MPa)	2000
<i>Fracture toughness</i> (MPam ^{$\frac{1}{2}$})	7-10
<i>Young's modulus</i> (GPa)	210

2.6 ASTM F451

Bone cement pada aplikasi medis harus memenuhi standar internasional yang berlaku agar dalam penggunaannya dapat berjalan baik dan tidak mengakibatkan kecacatan serta infeksi standar untuk *bone cement* diatur dalam ASTM F451. Standar ini mencakup komposisi, karakteristik fisik, biokompatibilitas, dan kemasan untuk semen tulang akrilik dan resin akrilik sebagai implan. **Tabel 2.7** dan **Tabel 2.8** menjelaskan standar dan persyaratan fisik semen tulang sesuai ASTM F451-21.

Tabel 2.7 Standar implan dengan material akrilik berdasarkan ASTM F451-21

Requirement	Liquid	Powder	Powder-Liquid	Cured Cement
<i>Appearance</i>	<i>Liquid</i> bebas dari partikel asing dan kontaminan yang terlihat berada di dalam wadah	<i>Powder</i> harus dapat dituangkan dan bebas dari bahan asing		
<i>Stability</i>	Setelah dipanaskan selama 48 jam pada $60\pm 2^{\circ}\text{C}$, viskositas tidak boleh lebih dari 10% sebelum dipanaskan	-	Material memenuhi sifat sesuai pada Tabel 2.8.	Material harus memiliki <i>compressive strength</i> minimal 70 MPa
<i>Sterility</i>	<i>Liquid</i> harus lulus " <i>Sterility Test - Liquid and Ointments</i> "	<i>Powder</i> harus lulus " <i>Sterility Test - Solids</i> "		

Tabel 2.8 Sifat yang harus dimiliki campuran material *liquid* dan *powder*

Sifat	Nilai
<i>Max dough time</i>	5 menit
<i>Setting time range</i>	5 – 15 menit
<i>Max temperature</i>	90°C

2.7 Sterilisasi

Bakteri dan virus patogen di lingkungan medis dapat menyebabkan komplikasi pengobatan, terutama dalam intervensi bedah (Münker et al., 2018). Kegagalan dalam mensterilkan perangkat medis dan instrumen bedah dengan benar dapat menyebabkan penularan infeksi melalui perangkat tersebut. Sterilisasi dapat dicapai melalui praktik sterilisasi untuk memastikan bahwa instrumen medis dan bedah tidak menularkan patogen infeksius kepada pasien. Kebijakan layanan kesehatan harus menentukan apakah pembersihan, disinfeksi tingkat rendah, disinfeksi tingkat tinggi, atau sterilisasi diperlukan berdasarkan penggunaan dari suatu alat (Rutala et al., 2023). Metode sterilisasi sendiri memiliki berbagai macam teknik seperti yang terlihat pada **Tabel 2.9**.

Tabel 2.9 Metode sterilisasi yang umum digunakan (Rutala et al., 2023)

Metode Sterilisasi	Keuntungan	Kerugian
<i>Autoclave (steam)</i>	• Tidak beracun • Siklus cepat, mudah dikontrol, dan dipantau • Cepat membunuh mikroba • Tidak mudah terpengaruh oleh kontaminasi organik/anorganik dibandingkan metode lain • Mampu menembus kemasan medis dan lumen perangkat	• Merusak instrumen yang sensitif terhadap panas • Instrumen bedah berukuran mikro dapat rusak akibat sterilisasi berulang • Instrumen dapat menjadi basah dan menyebabkan karat • Berpotensi menyebabkan luka bakar

Metode Sterilisasi	Keuntungan	Kerugian
<i>Hydrogen Peroxide Gas Plasma</i>	• Tidak meninggalkan residu beracun • Waktu sterilisasi 28-38 menit, tanpa perlu aerasi • Digunakan untuk barang sensitif terhadap panas dan kelembaban karena suhu proses <50°C • Mudah dioperasikan, menggunakan tegangan listrik 208V dan monitor • Kompatibel dengan sebagian besar perangkat medis • Hanya membutuhkan sumber listrik	• Tidak dapat mensterilisasi selulosa (kertas) , kain linen, dan cairan • Keterbatasan penggunaan pada perangkat endoskopi atau medis berdasarkan diameter dan panjang lumen (sesuai rekomendasi produsen) • Memerlukan kemasan sintetis (bungkus polipropilena, kantong poliolefin) dan nampian khusus • Hidrogen peroksida mungkin beracun pada level lebih dari 1 ppm TWA • Materi organik mengurangi kemampuan membunuh mikroba
100% Etilen Oksida (ETO)	• Mampu menembus kemasan dan lumen perangkat • <i>Catridge</i> hanya digunakan untuk satu dosis dan dilakukan di ruang <i>negative-pressure</i> sehingga menghambat kebocoran gas dan paparan ETO • Mudah dioperasikan dan dipantau • Kompatibel dengan sebagian besar perangkat medis	• Memerlukan waktu aerasi untuk menghilangkan residu ETO • ETO beracun, bersifat karsinogenik, dan mudah terbakar • Emisi ETO diatur oleh negara tertentu. Konverter katalitis dan <i>acid water scrubbers</i> mengurangi emisi ETO hingga >99% • <i>Catridge</i> ETO harus disimpan dalam lemari khusus untuk cairan yang mudah terbakar • Siklus sterilisasi/aerasi lama • Materi organik mengurangi kemampuan membunuh mikroba
<i>Vaporized hydrogen peroxide</i>	• Aman bagi lingkungan dan tenaga kesehatan • Tidak meninggalkan residu beracun dan tidak memerlukan aerasi • Waktu sterilisasi 28-55 menit • Digunakan untuk barang sensitif terhadap panas dan kelembaban (perangkat logam dan non-logam)	• Keterbatasan pada perangkat medis berdasarkan diameter dan panjang lumen (sesuai rekomendasi produsen) • Tidak dapat digunakan untuk cairan, kain linen, bubuk, atau bahan selulosa (kertas) • Memerlukan kemasan sintetis (polipropilena) • Data kompatibilitas material terbatas • Data klinis terbatas • Data perbandingan efektivitas mikroba terbatas • Materi organik mengurangi aktivitas pembunuh mikroba

Metode Sterilisasi	Keuntungan	Kerugian
Hidrogen Peroksida dan Ozon	• Aman bagi lingkungan dan tenaga kesehatan • Menggunakan sumber sterilisasi ganda, hidrogen peroksida dan ozon • Tidak memerlukan aerasi karena tidak menghasilkan residu beracun • Kompatibel dengan perangkat medis umum • Waktu sterilisasi 46-70 menit • Disetujui FDA untuk instrumen umum dan endoskop fleksibel <i>multi-channel</i> (sesuai instruksi produsen)	• Keterbatasan pada perangkat endoskopi atau medis berdasarkan diameter dan panjang lumen (sesuai rekomendasi produsen) • Data klinis terbatas • Data kompatibilitas material terbatas • Data efektivitas mikroba terbatas • Memerlukan kemasan sintetis (bungkus polipropilena, kantong poliolefin) • Materi organik mengurangi aktivitas pembunuh mikroba

Pada *bone cement*, prosedur sterilisasi dilakukan untuk menghilangkan bakteri penyebab infeksi. Bakteri yang paling umum ditemukan dalam infeksi *cranioplasty* adalah *Staphylococcus aureus* (47,1%), diikuti oleh *Klebsiella pneumoniae* (17,6%) dan *Enterococcus faecalis* (17,6%) (Ha et al., 2022). Metode sterilisasi seperti γ -irradiation dan hidrogen peroksida terbukti ampuh untuk membasmi mikroorganisme penyebab infeksi tersebut (Mohammed & Sadik Mahmood, 2021; Pratt et al., 2006). Sterilisasi yang umum digunakan untuk powder PMMA yaitu γ -irradiation dan *Ethylene oxide gas*.

γ -irradiation adalah metode sterilisasi yang termasuk dalam teknik radiasi ionisasi. Metode ini menggunakan sinar gamma yang merupakan gelombang elektromagnetik yang diperoleh dari radioisotop sintetis seperti Cobalt-60 (^{60}Co). Sinar gamma menghasilkan radiasi dengan kisaran dosis antara 10–30 kGy/h. Proses sterilisasi dengan γ -irradiation bekerja dengan cara mentransfer energi dari foton ke material target yang menghasilkan elektron dengan energi tinggi dan radikal bebas yang reaktif. Radikal bebas ini akan memutus rantai DNA pada mikroorganisme, sehingga mencegah replikasi dan menyebabkan sterilisasi material tersebut (Shyam & Palaniappan, 2023). Kekurangan paling umum terjadi akibat efek dari sterilisasi γ -irradiation adalah turunnya berat molekul yang terjadi karena adanya pemutusan rantai molekul utama dan diikuti oleh proses oksidasi. Pemutusan rantai ini terjadi melalui pelepasan CO dan CO₂ serta adanya ikatan jenuh yang kemudian terjadi proses oksidasi. Hal ini dikuatkan dengan adanya penurunan suhu degradasi pada material yang diiradiasi dengan dosis 10 kGy (Suarez et al., 2002).

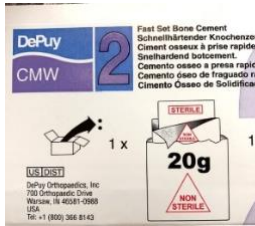
Sterilisasi kimia menggunakan gas EtO merupakan proses yang umum digunakan untuk membunuh mikroba karena efektivitas proses yang tinggi pada suhu rendah. Sebagai gas, EtO dengan cepat menembus struktur berpori. EtO adalah gas tidak berwarna, mudah terbakar, dan bersifat eksplosif yang berfungsi sebagai bakterisida, sporisida, dan fungisida. EtO menonaktifkan mikroorganisme melalui proses alkilasi pada gugus sulfhidril, amino, karboksil, fenolik, dan hidroksil dalam asam nukleat, yang menyebabkan cacat atau kematian sel sehingga menghambat metabolisme sel dan replikasi, membuat mikroorganisme menjadi tidak aktif ataupun terbunuh (Shyam & Palaniappan, 2023). Kondisi untuk mencapai sterilisasi yang efektif dan membunuh mikroorganisme adalah dengan memaparkan bahan pada konsentrasi gas EtO antara 400 hingga 650 mg/L, suhu antara 30°C hingga 50°C, kelembapan antara 40% hingga 85%, dan waktu paparan antara 2 hingga 8 jam (Mendes et al., 2012).

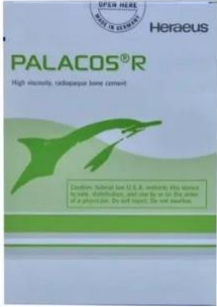
Kekurangan EtO yaitu sifatnya yang sangat reaktif dan beracun, sehingga diperlukan aerasi yang cukup setelah proses sterilisasi. Selain itu, faktor lain yang memengaruhi sterilisasi adalah bahan untuk kemasan selama proses sterilisasi, karena jumlah lapisan kemasan dan kerapatan material dapat memengaruhi permeasi gas EtO (Shyam & Palaniappan, 2023).

2.8 Existing Product

Produk *bone cement* di pasaran sudah cukup banyak beredar, tiap produk memiliki berbagai macam perbedaan dalam hal komposisi maupun metode sterilisasinya. Beberapa produk yang sudah ada ditampilkan pada **Tabel 2.10** yang menunjukkan metode sterilisasi dan **Tabel 2.11** yang menunjukkan komposisi produk.

Tabel 2.10 Foto produk dari *acrylic bone cement* (Kühn, 2000)

Nama Produk	Foto Produk	Metode Sterilisasi
CMW™ 1		γ -irradiation
CMW™ 2		γ -irradiation
CMW® 3		γ -irradiation
Surgical Simplex® P		γ -irradiation

Nama Produk	Foto Produk	Metode Sterilisasi
C-ment® 1		<i>Beta Irradiation</i>
C-ment® 3		<i>Beta Irradiation</i>
Palacos® R		<i>Ethylene oxide gas</i>
Palamed ®		<i>Ethylene oxide gas</i>
Subiton		<i>Ethylene oxide gas</i>

Tabel 2.11 Komposisi Material dalam *Existing Product* (Kühn, 2000)

Komponen Powder								
Komposisi	CMW™ 1	CMW™ 2	CMW™ 3	Surgical Simplex® P	C-ment® 1	Palacos® R	Palamed®	Subiton
PMMA (g)	35.54	34.68	35,2	35.40	35.04	33.55	33.55	35.03
BaSO ₄ (g)	3.64	4.52	0.8	4.00	4.00	-	-	4.00
ZrO ₂ (g)	-	-	-	-	-	6.13	6.13	-
BPO (g)	0.82	0.8	0,8	0.60	0.96	0.32	0.32	0.97
Klorofil (mg)	-	-	-	-	-	1	1	-
Komponen Liquid								
Komposisi	CMW™ 1	CMW™ 2	CMW™ 3	Surgical Simplex® P	C-ment® 1	Palacos® R	Palamed®	Subiton
MMA (g)	35.54	18.22	17,45	35.40	12.15	33.55	18.40	18.57
Butylmethacrylate (g)	-	-	-	-	1.90	-	-	-
DMPT (g)	0.15	0.15	0.45	0.48	0.35	0.38	0.38	0.23
Hydroquinone (ppm)	25	25	25	80	20	-	-	-
Klorofil (mg)	-	-	-	-	-	0,4	0.4	-

2.9 Penelitian Terdahulu

Penelitian terdahulu menggunakan berbagai metode sterilisasi untuk mensterilkan PMMA. Dengan adanya penelitian tersebut akan memberikan gambaran tentang efek yang dihasilkan oleh berbagai metode yang dapat dilihat pada **Tabel 2.12**.

Tabel 2.12 Penelitian Terdahulu

Sterilisasi	Metode	Hasil	Referensi
<i>EtO, γ-irradiation</i>	Serbuk PMMA yang tidak disterilkan diperoleh dari pabrik (Palacos R), sebagian diproses dengan iradiasi gamma (dosis minimal 2,5 Mrad), sementara sebagian lainnya disterilkan menggunakan gas EtO. Komponen cair disterilkan dengan filtrasi membran dan disimpan pada suhu 4°C sebelum dicampur dengan serbuk menggunakan metode vakum pada suhu laboratorium.	γ -irradiation menyebabkan penurunan berat molekul rata-rata sebesar 66% dibandingkan dengan serbuk yang tidak disterilkan dan menyebabkan penurunan ketahanan <i>fatigue</i> , sedangkan sterilisasi EtO tidak memiliki efek signifikan terhadap berat molekul dan ketahanan <i>fatigue</i> .	(Lewis & Mladi, 1998)

Sterilisasi	Metode	Hasil	Referensi
β -radiation	Pada penelitian ini, material PMMA yang digunakan adalah PTS - ACRYLEX CM - 207 dari PTS Plastics Technologie Service, Jerman. Material tersebut telah mengandung <i>cross-linking agent</i> yaitu <i>triallylisocyanurate</i> (TAIC) sebanyak 5% volume, yang bertujuan untuk memungkinkan proses <i>cross-linking</i> dengan β -radiation. Spesimen yang telah disiapkan kemudian diiradiasi dengan dosis 66 kGy dan 99 kGy. Sampel dibuat menggunakan teknologi <i>injection molding</i> .	Hasil penelitian menunjukkan bahwa β -radiation meningkatkan kekerasan hingga 7% pada beban 10 mN. Kekakuan juga meningkat hingga 5%. Deformasi elastis meningkat dan nilai tertinggi didapatkan pada dosis 99 kGy. Sementara itu, deformasi plastis menurun seiring dengan penambahan dosis radiasi.	(P. Krátký et al., 2014)
<i>electron beam irradiation</i>	PMMA berpori (Syn thasome, Inc., San Diego, CA) disintesis dengan <i>porogen leaching method</i> . <i>leachable gel</i> (karboksimetil selulosa dalam air suling 7% (w/v)) dicampurkan dalam <i>bone cement powder</i> dengan komposisi 70%. Setelah itu <i>bone cement liquid</i> ditambahkan dengan perbandingan <i>powder</i> dan <i>liquid</i> 2,12:1. Setelah itu, dicetak dalam cetakan PTFE dan dibiarkan mengeras selama 24 jam. Untuk uji kompresi dicetak berbentuk silindris berdiameter 6mm. Setelah mengeras, dilakukan sterilisasi <i>electron beam</i> dengan dosis 30 kGy dan 40 kGy.	Pada dosis 30 kGy dan 40 kGy, terdapat kenaikan kekuatan kompresi. Hal ini dapat disebabkan karena peningkatan polimerisasi material. Dengan penelitian ini, dapat diambil kesimpulan bahwa sterilisasi dengan <i>electron beam</i> tidak merusak konstruksi PMMA berpori yang ditujukan untuk perangkat medis dan bahkan dapat meningkatkan sifat mekaniknya.	(Tatara et al., 2015)
<i>UV irradiation</i>	Material yang digunakan PMMA dengan kandungan 2-(6-metoksinaftalen-2-il) propanoat dan Sn(II), Ni(II), Zn(II) serta Cu(II). film PMMA disintesis dengan metode cetak tuang (<i>casting</i>) menggunakan kloroform. Aktivitas fotostabilisasi	Pada pembahasan dapat terlihat bahwa semakin besar pemutusan rantai utama pada PMMA, maka semakin kecil juga <i>molecular weight</i> yang dihasilkan, baik pada PMMA murni maupun dengan aditif.	(Yousif et al., 2015)

Sterilisasi	Metode	Hasil	Referensi
	senyawa tersebut ditentukan dengan memantau indeks hidroksil terhadap waktu penyinaran. Hasil kuantum dari pemutusan rantai (Φ_{cs}) dalam film PMMA dan perubahan berat molekul rata-rata viskositas PMMA terhadap waktu penyinaran dievaluasi.		
<i>Supercritical carbon dioxide, ultraviolet, autoclave, EtO, hydrogen peroxide</i>	Mikrocip PMMA dicetak dengan cetakan injeksi dengan panjang 20 mm dengan lebar serta kedalaman 240 mm. Sterilisasi karbon dioksida dilakukan pada temperatur 25, 40, 50, dan 60°C dengan tekanan 70, 100, 120, 150, dan 250 bar serta waktu 30, 45, 60, dan 90 menit. Sterilisasi <i>autoclave</i> dilakukan pada suhu 121°C selama 20 menit dengan tekanan 115 kPa. Sterilisasi UV dilakukan dengan sinar UV (254 nm) selama 45 menit tiap sisi. Sterilisasi EtO dilakukan dengan konsentrasi 5mg/ml selama 3 jam dan suhu dengan aerasi selama 12 jam. Sterilisasi dengan hidrogen peroksida selama 1 jam dan didiamkan selama 48 jam tanpa terkena cahaya.	negatif terhadap kekasaran permukaan dan profil mikrokanal. Metode sterilisasi <i>autoclave</i> menyebabkan struktur PMMA menjadi buram, sedangkan metode sterilisasi kimiawi tidak berpengaruh signifikan terhadap karakteristik material PMMA, meskipun ada sedikit variasi dalam kekasaran permukaan dan profil kanal. Namun, dampak tersebut lebih jelas pada sampel yang diberi perlakuan UV, terutama terkait permukaan dan profil kanal.	(Yavuz et al., 2016)
<i>Autoclave, EtO, HPGP, γ-irradiation</i>	Material yang digunakan yaitu Vertex Self-Curing, Palacos R+G, dan NextDent C&B MFH. Untuk setiap material, kekuatan lentur, modulus lentur, ketahanan retak, dan kekuatan impak ditentukan setelah sterilisasi dan dibandingkan dengan kontrol yang tidak disterilkan. Semua metode pengujian untuk menentukan sifat mekanik diambil dari standar yang sesuai, seperti ISO 20795-1:2013 dan ISO 179-1:2010	Sterilisasi dengan <i>autoclave</i> tidak cocok untuk material berbasis PMMA. Sementara itu, metode EtO, HPGP, dan <i>γ-irradiation</i> dinilai menjadi teknik yang sesuai untuk mensterilkan perangkat medis berbasis PMMA. Bahkan, <i>γ-irradiation</i> dapat meningkatkan kekuatan lentur efektif dalam lingkungan basah.	(Münker et al., 2018)

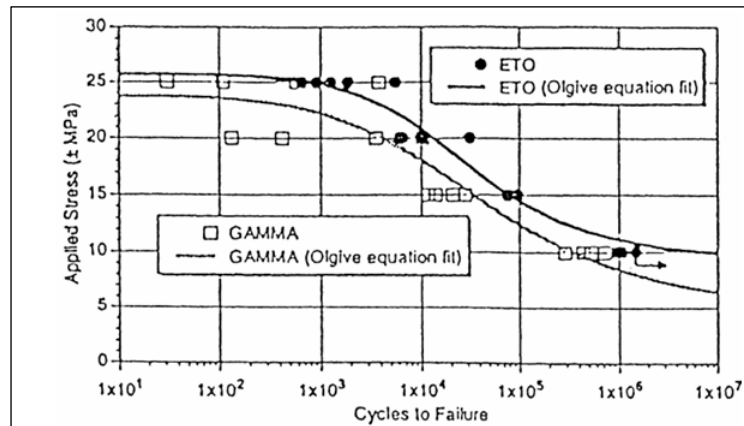
Sterilisasi	Metode	Hasil	Referensi
<i>electron beam irradiation</i>	PMMA dengan ketebalan 0.5 mm dan diameter 40 mm ditempatkan ide dalam kantong medis dan diletakkan diatas nampan alumunium yang kemudian diiridiasi menggunakan akselerator elektron Van de Graff (Model K) dengan energi 2,6 MeV dan laju dosis 5 kGy (menggunakan 5 dan 10 jalur untuk mencapai 25 dan 50 kGy)	Nilai kekuatan lentur PMMA tanpa sterilisasi dan sesudah diiradiasi dengan dosis 25 dan 50 kGy, dengan hasil $0,470 \pm 0,033$ GPa, $0,456 \pm 0,024$ GPa, dan $0,427 \pm 0,025$ GPa. Data ini menunjukkan bahwa hanya dosis 50 kGy yang memiliki perbedaan signifikan dibandingkan dengan PMMA yang tidak diiradiasi ($p = 0,012$).	(Sharifi et al., 2021)
γ -irradiation	MMA <i>liquid</i> dicampur dengan Al_2O_3 dengan menggunakan <i>ultrasonic bath</i> selama 30 menit. Kemudian dicampurkan dengan PMMA <i>powder</i> dan ditunggu selama 15 menit. Setelah berubah menjadi bone cement, dilakukan sterilisasi menggunakan γ -irradiation dengan dosis 5, 10, 25, 50, dan 100 kGy.	Penelitian ini membuktikan bahwa pada dosis 25 kGy, mikroorganisme baru benar-benar hilang. Di sisi lain, pada dosis 25, 50, dan 100 kGy, kekuatan stress-strain hampir sama dan mengalami peningkatan sebesar hampir 100% dibanding dosis 5 kGy. Sementara itu dari segi visual, semakin tinggi dosis irradiasi maka semakin kuning warna yang dihasilkan.	(Malisic et al., 2023)

Penelitian oleh Lewis (1998) yaitu membandingkan metode sterilisasi iradiasi gamma dan gas etilen oksida (EtO) terhadap sifat mekanik semen tulang PMMA Palacos R. Dalam penelitian ini, dilakukan sterilisasi pada *powder* PMMA menggunakan dua metode, yaitu γ -irradiation dengan dosis minimal 2,5 Mrad dan sterilisasi gas EtO. Setelah sterilisasi, serbuk PMMA dicampurkan dengan komponen cair yang telah disterilkan menggunakan filtrasi membran, kemudian dilakukan proses pencetakan dan pengeringan selama 24 jam sebelum dilakukan pengujian. Uji mekanik yang dilakukan meliputi uji tekan, uji tarik, dan uji kelelahan. Selain itu, dilakukan analisis berat molekul menggunakan *gel permeation chromatography* (GPC) yang ditunjukkan **Tabel 2.13** untuk melihat perubahan struktur material setelah sterilisasi. Dari hasil uji GPC, ditemukan bahwa γ -irradiation menurunkan berat molekul PMMA hingga 66%, sementara sterilisasi gas EtO tidak menunjukkan efek signifikan terhadap berat molekul. Hasil uji tekan dan uji tarik (**Gambar 2.11**) menunjukkan bahwa tidak terdapat perbedaan signifikan antara *bone cement* yang disterilkan dengan γ -irradiation dan gas EtO. Namun, uji kelelahan menunjukkan bahwa *bone cement* yang disterilkan dengan γ -irradiation memiliki daya tahan yang jauh lebih rendah dibandingkan dengan yang disterilkan dengan gas EtO, terutama pada siklus tegangan 10–15 MPa. Hal ini disebabkan oleh pemutusan rantai polimer akibat paparan γ -irradiation, yang menyebabkan penurunan daya tahan mekanik *bone cement*.

Tabel 2.13 Data berat molekul (Lewis & Mladsí, 1998)

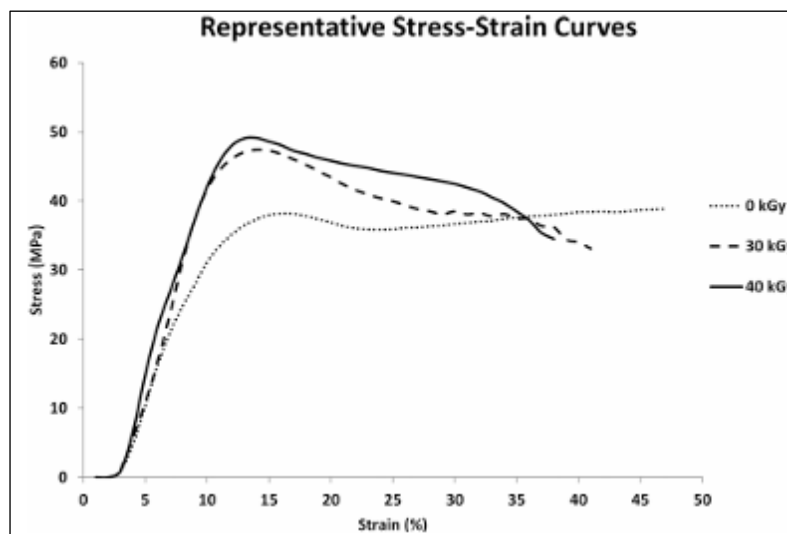
Property	Unsterilized	γ -irradiation	ETO
M_{wp} (g mol ⁻¹)	944000 $\pm$ 9700	318000 $\pm$ 7000	908500 $\pm$ 11400
M_{np} (g mol ⁻¹)	232000 $\pm$ 10700	121000 $\pm$ 1700	240500 $\pm$ 7000
M_{wc} (g mol ⁻¹)	754000 $\pm$ 4500	315000 $\pm$ 15400	723500 $\pm$ 12000
M_{nc} (g mol ⁻¹)	151500 $\pm$ 2900	104000 $\pm$ 7000	128000 $\pm$ 17400

M_{wp} adalah berat molekul rata-rata berat dari serbuk polimer; M_{np} adalah berat molekul rata-rata jumlah dari serbuk polimer; M_{wc} adalah berat molekul rata-rata berat dari polimer yang sepenuhnya terpolimerisasi; dan M_{nc} adalah berat molekul rata-rata jumlah dari polimer yang sepenuhnya terpolimerisasi.



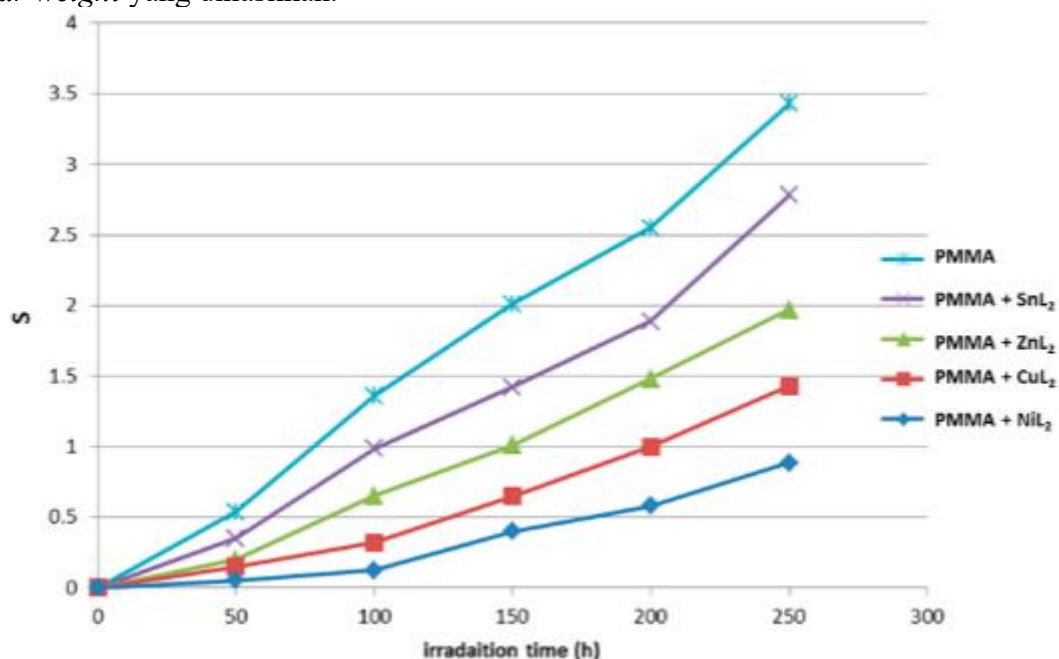
Gambar 2.11 Hasil Uji *Fatigue* Tarik-Tekan (Lewis & Mladsí, 1998)

Tatara et al., (2015) melakukan penelitian sterilisasi *electron beam* pada *porous constructs* dari PMMA. PMMA disiapkan menggunakan metode *porogen leaching*. Proses ini melibatkan pencampuran *leachable* gel berbasis karboksimetil selulosa (CMC) ke dalam *powder bone cement* yang mengandung kopolimer metilmetakrilat/methylacrylate, benzoil peroksida, dan zirkonium dioksida. Setelah pencampuran dengan rasio 30% (w/w) *leachable* gel, fase cair yang terdiri dari monomer metilmetakrilat, N,N-dimetil-4-toluidin, dan hidrokuinon ditambahkan dengan rasio massa 2,12: 1 (*powder: liquid*). Campuran ini kemudian diaduk hingga mencapai *doughing time*, dicetak menggunakan cetakan *polytetrafluoroethylene* (PTFE), dan dibiarkan mengeras selama 24 jam sebelum pengujian dilakukan. Setelah mengeras, dilakukan sterilisasi *electron beam* dengan dosis 30 kGy dan 40 kGy. Hasil uji *compressive* (**Gambar 2.12**) menunjukkan bahwa sterilisasi *electron beam* justru meningkatkan kekuatan tekan dibandingkan dengan spesimen tanpa sterilisasi. Peningkatan ini diduga terkait dengan peningkatan polimerisasi residual yang dipicu oleh paparan *electron beam*, yang memperkuat struktur material secara keseluruhan. Hal ini berbanding terbalik dengan beberapa metode sterilisasi konvensional yang umumnya menyebabkan degradasi material polimer.

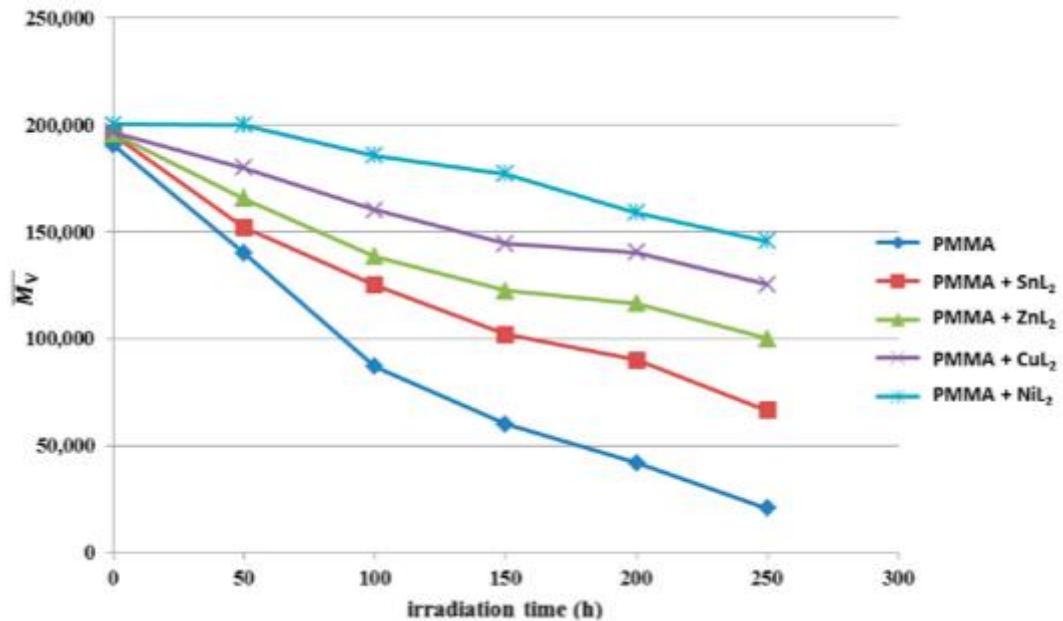


Gambar 2.12 Kurva Tegangan-Regangan (0 Kgy—Garis Putus-Putus Pendek, 30 Kgy—Garis Putus-Putus Panjang, Dan 40 Kgy—Garis Penuh) Dari Pengujian Kompresi (Tatara et al., 2015).

Penelitian oleh Yousif et al., (2015) bertujuan untuk melihat stabilitas fotokimia dan efisiensi fotostabilisasi poli(metil metakrilat) berdasarkan 2-(6-metoksinaftalen-2-il)propanoat *metal ion complexes*. Dari hasil yang diamati pada **Gambar 2.13** dan **Gambar 2.14**, dapat terlihat bahwa semakin besar pemutusan rantai utama pada PMMA, maka semakin kecil juga *molecular weight* yang dihasilkan.



Gambar 2.13 Perubahan Pemutusan Rantai Utama Selama Irradiasi PMMA (Yousif et al., 2015)



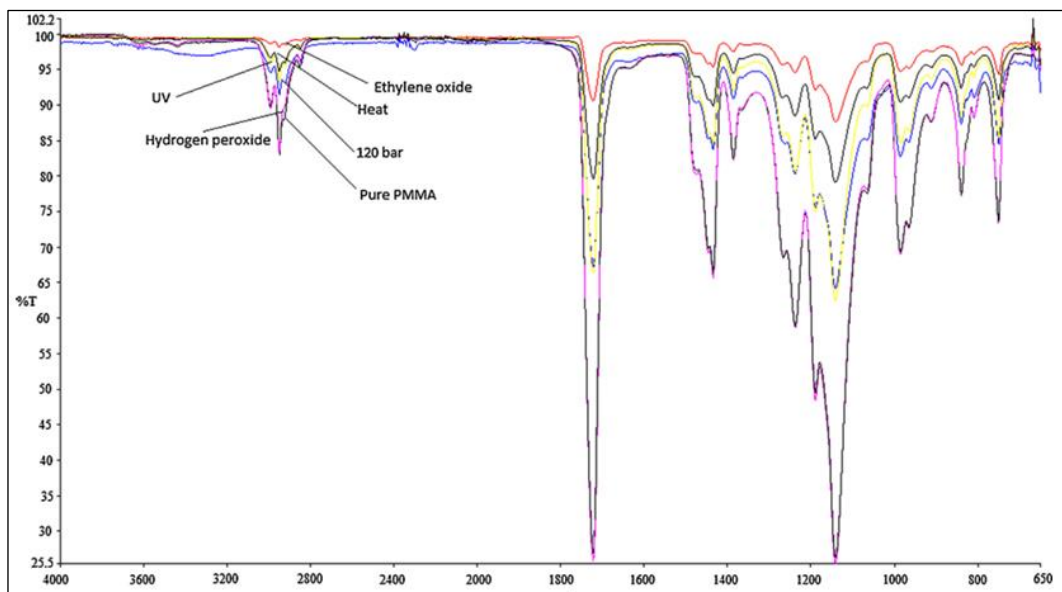
Gambar 2.14 Perubahan Rata Rata Viskositas *Molecular Weight* Selama Irradiasi Film PMMA (Yousif et al., 2015)

Penelitian yang dilakukan oleh Yavuz et al. (2016) bertujuan untuk membandingkan metode sterilisasi pada mikrochip PMMA menggunakan lima teknik, yaitu *supercritical carbon dioxide* (SC- CO₂), ultraviolet (UV), autoklaf (panas), ethylene oxide (EtO), dan hydrogen peroxide (H₂O₂). Mikrochip PMMA dibuat dengan metode *injection molding* menggunakan material Evonik Plexiglas 6N. Setelah diproduksi, mikrochip kemudian menjalani proses sterilisasi sesuai metode yang telah ditentukan.

Proses sterilisasi SC- CO₂ dilakukan menggunakan SFE-100 System dengan parameter tekanan bervariasi (70, 100, 120, 150, 250 bar), suhu (25, 40, 50, 60°C), dan waktu (30, 45, 60, 90 menit). Parameter optimum yang diperoleh adalah tekanan 120 bar, suhu 40°C, dan durasi 60 menit, karena memberikan sterilisasi sempurna tanpa mengubah sifat utama PMMA. Metode sterilisasi menggunakan *autoclave* dilakukan pada suhu 121°C selama 20 menit dengan tekanan 115 kPa, kemudian untuk sterilisasi UV dilakukan dengan paparan UV 254 nm selama 90 menit. Sterilisasi EtO dilakukan dengan konsentrasi 5 mg/ml pada suhu 55°C selama 3 jam, diikuti aerasi 12 jam. Untuk sterilisasi H₂O₂, mikrochip direndam dalam H₂O₂ selama 1 jam dan disimpan di tempat sejuk dan gelap selama 48 jam.

Spektrum FTIR dari PMMA mengonfirmasi adanya ikatan-ikatan yang berbeda dalam strukturnya (**Gambar 2.15**). Polimetakrilat memiliki serangkaian karakteristik *wavenumber* pada 2950, 1722, 1435, 1386, 1238, 1190, 1142, 986, 840, dan 751 cm⁻¹. PMMA yang tidak diberi perlakuan menunjukkan ikatan pada 2950 cm⁻¹ yang menunjukkan regangan C-H. Kehadiran ikatan C=O terlihat antara 750 cm⁻¹ dan 810 cm⁻¹. Ikatan regangan C-C terdapat antara 900 cm⁻¹ dan 1000 cm⁻¹, sedangkan ikatan C-O terlihat pada 1238 cm⁻¹. Selain itu, deformasi CH₃ terdapat pada 1300 cm⁻¹ dan 1500 cm⁻¹. Puncak pada 1730 cm⁻¹ menunjukkan ikatan C=O dan puncak antara 3000 cm⁻¹ dan 4000 cm⁻¹ terkait dengan getaran O-H. Daerah *fingerprint* PMMA berada di antara rentang 600 dan 1400 cm⁻¹, yang merupakan wilayah di mana sebagian besar getaran tekuk terjadi dan memberikan informasi tentang karakteristik molekul. Meskipun semua spektrum menunjukkan puncak yang serupa terkait dengan teknik sterilisasi yang berbeda, nilai transmitansi untuk setiap perlakuan bervariasi sehubungan dengan penyerapan radiasi IR. Namun, tidak teramatinya pembentukan pita-pita baru

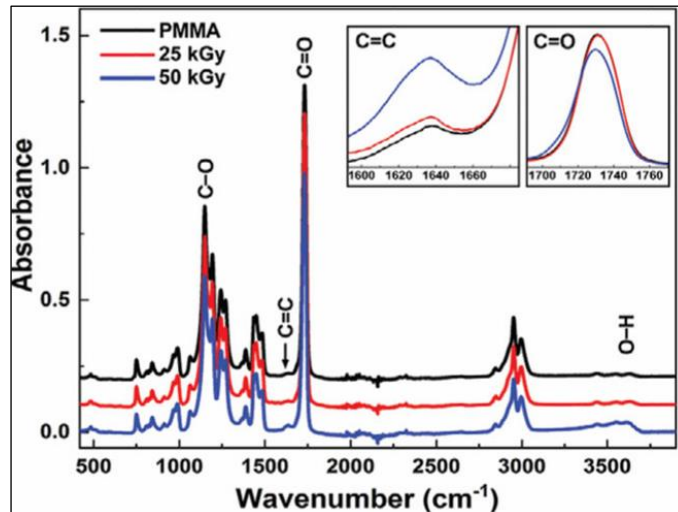
menunjukkan bahwa tidak ada perubahan kimia yang signifikan yang terjadi pada struktur material.



Gambar 2.15 Hasil FTIR Setelah Sterilisasi (Yavuz et al., 2016)

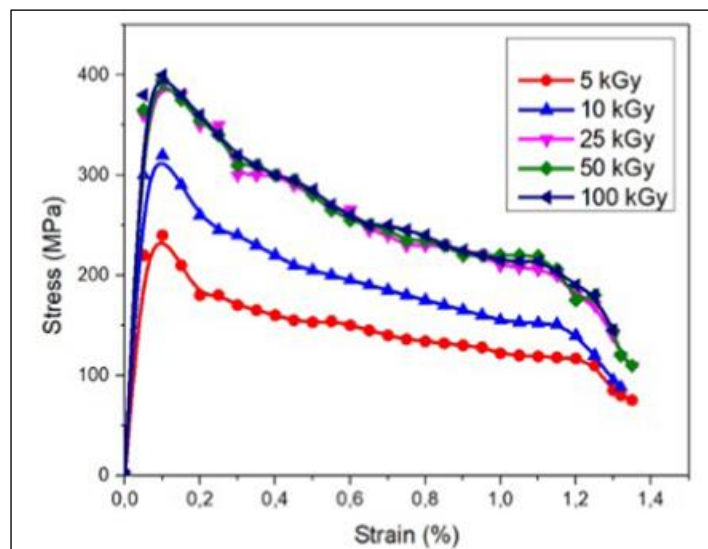
Penelitian oleh Munker et al., (2018) bertujuan untuk mengevaluasi pengaruh metode sterilisasi yang berbeda terhadap sifat mekanik perangkat medis berbasis PMMA yang dipersonalisasi. Dalam penelitian ini, tiga jenis material berbasis PMMA diuji, yaitu Vertex Self-Curing, Palacos R+G, dan NextDent C&B MFH. Masing-masing material disterilkan menggunakan empat metode sterilisasi, yaitu *ethylene oxide* (EtO), *hydrogen peroxide gas plasma* (HPGP), *autoclave*, dan γ -irradiation. Hasil penelitian menunjukkan bahwa sterilisasi *autoclave* menyebabkan deformasi permukaan spesimen akibat suhu tinggi dan uap bertekanan sehingga metode ini dianggap tidak cocok untuk material PMMA. Sebaliknya, EtO, HPGP, dan γ -irradiation dianggap cocok untuk mensterilkan perangkat medis berbasis PMMA. *Flexural strength* semua material meningkat signifikan setelah γ -irradiation dibandingkan metode sterilisasi lain dan kontrol. Namun, γ -irradiation diketahui menyebabkan *chain scission* yang menurunkan berat molekul, sehingga kekuatan lentur yang meningkat kemungkinan disebabkan oleh perubahan sifat permukaan (*wettability*). HPGP dan EtO tidak menunjukkan perubahan signifikan pada sifat mekanik.

Sharifi et al., (2021) meneliti pengaruh metode sterilisasi menggunakan *electron beam* (E-beam) terhadap sifat fisikokimia dan biologis dari PMMA medical grade. Dalam penelitian ini, disk PMMA dengan ketebalan 0,5 mm dan diameter 40 mm disterilkan menggunakan akselerator elektron Van de Graaff dengan dosis 25 kGy dan 50 kGy. Setelah proses sterilisasi, dilakukan serangkaian uji karakterisasi. Dari segi karakterisasi kimia, hasil uji *Fourier Transform Infrared Spectroscopy* (FTIR) menunjukkan bahwa peningkatan dosis radiasi menyebabkan peningkatan intensitas ikatan C=C serta penurunan intensitas C=O dan C–O, menandakan terjadinya *chain scission* dan pembentukan ikatan baru. Hasil uji *X-ray Photoelectron Spectroscopy* (XPS) juga menunjukkan penurunan rasio C/O serta peningkatan gugus hidroksil (OH) pada permukaan PMMA akibat oksidasi permukaan. Dari sisi karakterisasi mekanik, dilakukan pengujian menggunakan metode *three-point bending test* untuk mengukur modulus flekstural dan kekuatan flekstural. Hasilnya menunjukkan bahwa dosis 25 kGy tidak memberikan perubahan signifikan terhadap sifat mekanik PMMA, sedangkan pada dosis 50 kGy terjadi sedikit penurunan kekuatan flekstural dengan nilai $p = 0.012$.



Gambar 2.16 Hasil FTIR PMMA Sebelum dan Sesudah Sterilisasi (Sharifi et al., 2021)

Penelitian yang dilakukan oleh Malisic et al. (2023) membahas pengaruh sterilisasi menggunakan iradiasi gamma pada sifat mekanik dan mikrobiologis komposit PMMA- Al_2O_3 yang digunakan dalam aplikasi protes gigi. Penelitian ini bertujuan untuk menentukan efek dosis iradiasi gamma terhadap kemurnian mikrobiologis, sifat mekanik, dan stabilitas termal dari material komposit tersebut. Iradiasi gamma dilakukan di *Vinca Institute for Nuclear Sciences* dengan menggunakan sumber radioaktif ^{60}Co pada suhu ruang dalam kondisi kontak dengan udara. Dosis iradiasi yang digunakan adalah 5, 10, 25, 50, dan 100 kGy. Hasil penelitian menunjukkan bahwa iradiasi gamma pada dosis 25 kGy efektif dalam mensterilkan komposit PMMA- Al_2O_3 tanpa menyebabkan perubahan signifikan pada morfologi material. Dosis iradiasi ini juga meningkatkan kekuatan mekanik hingga batas tertentu (**Gambar 2.15**). Namun, paparan iradiasi pada dosis yang lebih tinggi (50 kGy dan 100 kGy) menyebabkan perubahan warna yang lebih mencolok dan berpotensi memengaruhi estetika material. Uji termal menunjukkan bahwa peningkatan dosis iradiasi dapat meningkatkan stabilitas termal material komposit.



Gambar 2.17 Stress-Strain Curves of The PMMA/ Al_2O_3 (Malisic et al., 2023)

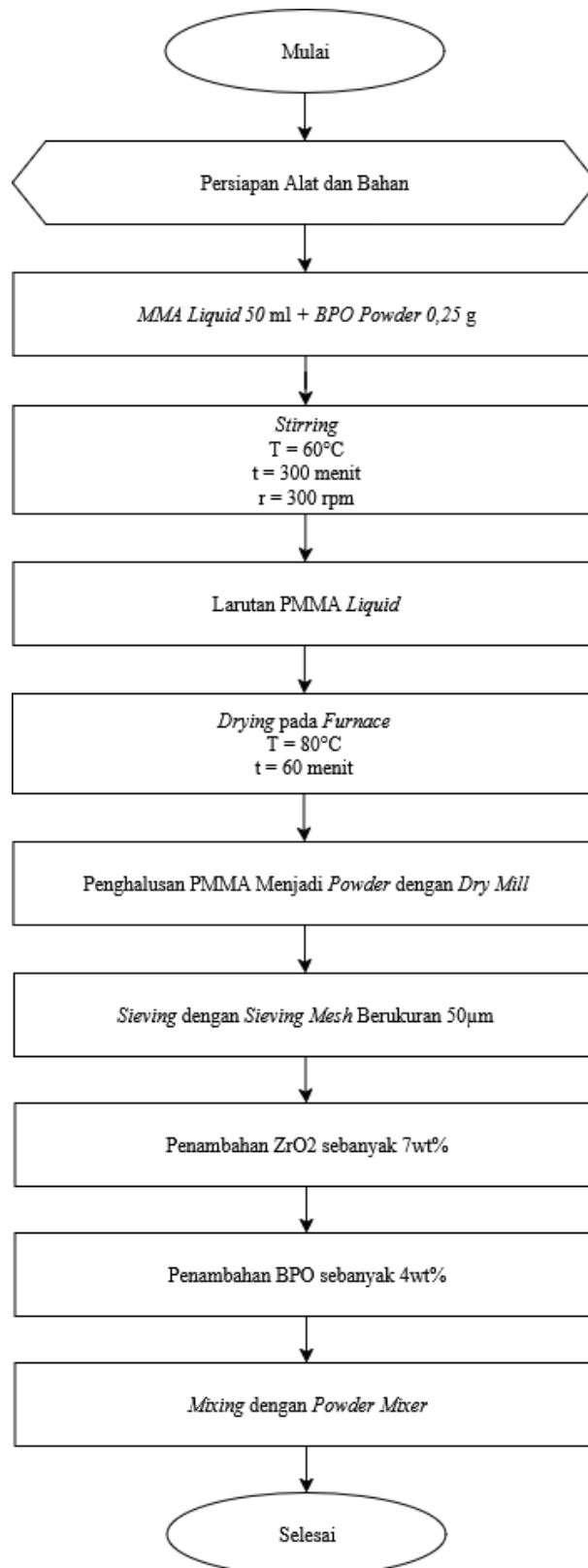
BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Diagram Alir



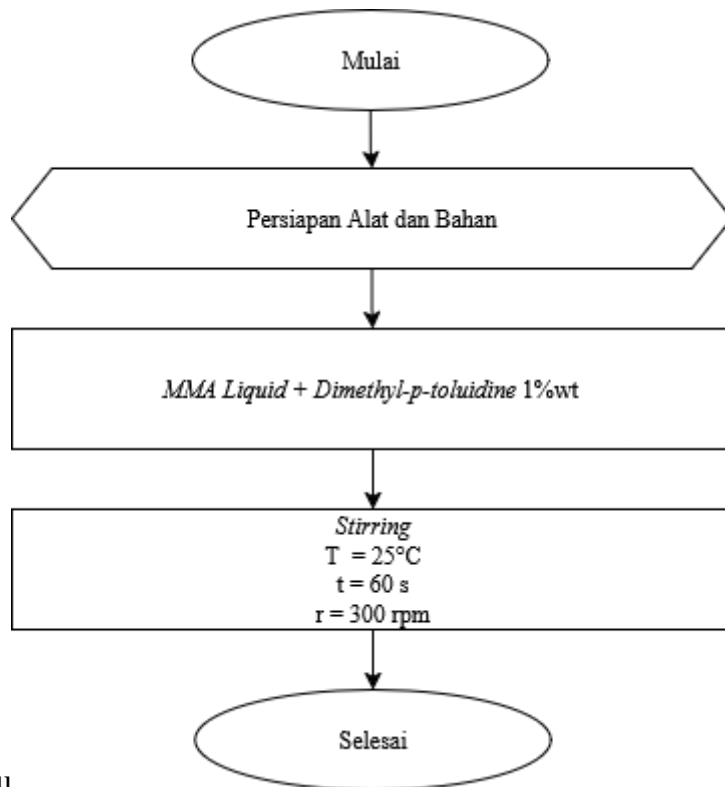
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian

*)Preparasi komponen *powder*



Gambar 3.2 Diagram alir komponen *powder*

****)**Preparasi komponen *liquid*



u

Gambar 3.3 Diagram alir komponen *liquid*

3.2 Alat dan Bahan Penelitian

Untuk melakukan penelitian dibutuhkan alat dan bahan sebagai berikut:

3.2.1 Alat Penelitian

Alat yang digunakan dalam penelitian adalah sebagai berikut:

1. *Vacuum Oven*

Berfungsi untuk polimerisasi PMMA yang digunakan pada temperatur 80°C selama 60 menit yang ditunjukkan pada

2. *Dry Mill*

Berfungsi untuk menghaluskan partikel PMMA yang ditunjukkan pada **Gambar 3.4**.



Gambar 3.4 *Dry Mill*

3. *Magnetic Stirrer with Heat Plate*

Digunakan untuk melakukan stirring dalam proses polimerisasi powder PMMA.

4. Gelas Ukur

Berfungsi untuk mengukur bahan berwujud *liquid*.

5. Gelas Beaker

Berfungsi untuk melakukan proses polimerisasi PMMA.

6. Alat Uji Tekan

Berfungsi untuk melakukan uji tekan menggunakan instrumen *Universal Testing Machine* merek Hung-TA model HT-2402 dengan kapasitas 20kN. Alat tersebut ditunjukkan pada **Gambar 3.5**.



Gambar 3.5 Alat Uji Tekan

3.2.2 Bahan Penelitian

Alat yang digunakan dalam penelitian adalah sebagai berikut:

1. Metil Metakrilat (MMA)

Monomer metil metakrilat (MMA) dengan rumus kimia $C_5H_8O_2$ dengan nomor CAS 80- 62-6 mengandung ≤ 30 ppm *monomethyl ether hydroquinone* (MEHQ) sebagai inhibitor dan 99% metil metakrilat. Monomer ini memiliki densitas sebesar 0.936 g/ml dan molaritas sebesar 100.12 g/mol. Pembelian dilakukan di Sigma Aldrich melalui PT Indofa Utama Multi Core yang ditunjukkan **Gambar 3.6**.



Gambar 3.6 Metil Metakrilat

2. Benzoyl Peroksida (BPO)

Benzoyl peroksida (BPO) yang digunakan pada penelitian ini memiliki kandungan asam benzoik sebesar 0.50%, klorin sebanyak 0.15%, oksigen aktif sebanyak 4.96%, dan memiliki kemurnian sebesar 75.20%.

3. Zirkonium Dioksida (ZrO_2)

Zirkonium dioksida (ZrO_2) digunakan sebagai radiopaque agent untuk menghasilkan kontras pada bone cement. Pembelian dilakukan di Sigma Aldrich melalui PT Indofa Utama Multi Core, dengan ukuran partikel.

4. N,N-Dimethyl-p-toluidine

N,N-Dimethyl-p-toluidine (DMpT) digunakan sebagai katalis dan pembelian dilakukan di Sigma Aldrich melalui PT Indofa Utama Multi Core dengan nomor CAS 609-72-3, massa molekul 135.21 g/mol, dan densitas 0.929 g/mL. N,N-Dimethyl-p-toluidine dalam kemasan 250 mL.

3.3 Prosedur Penelitian

Prosedur penelitian dibagi menjadi 3 yaitu proses sintesis PMMA, proses *curing bone cement*, dan proses sterilisasi yang prosedurnya sebagai berikut:

3.3.1 Proses Sintesis PMMA

Polimetil metakrilat (PMMA) adalah material utama yang digunakan dalam penelitian ini. PMMA disintesis melalui proses pencampuran metil metakrilat (MMA) dengan benzoyl peroksida (BPO) sebagai inisiator. Proses sintesis PMMA dilakukan dengan langkah-langkah sebagai berikut.

1. Alat dan bahan untuk sintesis PMMA disiapkan
2. MMA *liquid* sebanyak 50 ml dan BPO *powder* seberat 0.25 gram ditambahkan kedalam gelas beaker dan dilakukan *homogenizing* serta polimerisasi menggunakan *magnetic stirrer with heat plate* pada suhu 60°C dan kecepatan pengadukan 300rpm selama 300 menit.
3. Hasil dari pencampuran dituang ke aluminium cup dan dimasukkan ke dalam *vacuum oven* dengan temperatur 80°C selama 60 menit. Setelah itu akan dihasilkan PMMA berwujud *solid*.
4. Setelah dikeluarkan dari *vacuum oven*, PMMA *solid* dihaluskan dengan *dry mill* hingga berwujud *powder* dan dilakukan proses *sieving* sehingga didapatkan *powder* berukuran 50 μm .
5. BPO 4% dan ZrO_2 sebanyak 7% masing-masing ditambahkan ke *powder* PMMA yang sudah dipisahkan lalu ditimbang. Campuran PMMA *powder*, BPO, dan ZrO_2 merupakan komponen *powder* dari *bone cement*. Campuran tadi kemudian disterilisasi dengan metode γ -irradiation dan *e-beam irradiation* dengan dosis 25 kGy.
6. Komponen *liquid* yang berisi campuran MMA *liquid* dengan DMpT sebagai katalis disiapkan. Penggunaan katalis yaitu sebanyak 1% DmpT. Letakkan campuran liquid tersebut ke atas *magnetic stirrer plate* dan dilakukan *stirring* selama 1 menit pada temperatur ruang.
7. Komponen *liquid* dituangkan ke komponen *powder* kemudian aduk hingga merata dan berwujud seperti *clay* kemudian dituang ke cetakan.

3.3.2 Curing Bone Cement

Proses *curing bone cement* dilakukan pada suhu kamar ($\pm 23^\circ C$), prosedur untuk proses *curing bone cement* adalah sebagai berikut :

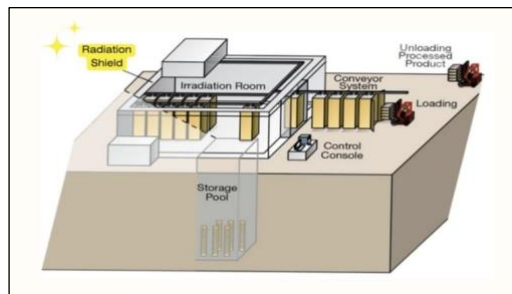
1. Komponen *liquid* dan komponen *powder* yang telah disiapkan dicampur selama kurang lebih 1 menit.
2. Campuran dibiarkan hingga tidak lengket yang memerlukan waktu tergantung dari jenis campuran dan temperatur perlakuan. Setelah tidak lengket, *bone cement* dapat diaplikasikan.
3. Setelah diaplikasikan, tunggu selama 10-15 menit agar *bone cement* mengeras. Proses ini merupakan proses terakhir polimerisasi.

3.3.3 Proses Sterilisasi

Proses sterilisasi dilakukan dengan 2 metode yaitu γ -irradiation dan *E-beam irradiation*.

3.3.3.1 γ -irradiation

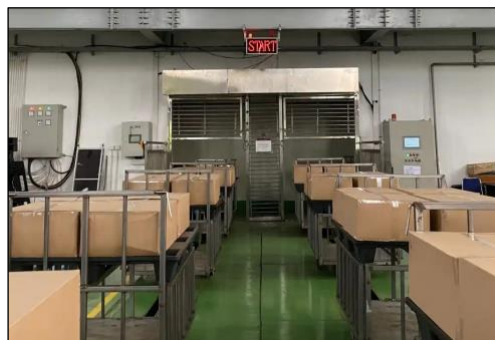
Proses sterilisasi dengan metode γ -irradiation menggunakan dosis 25 kGy dari cobalt-60 karena dosis tersebut dianggap sudah cukup untuk membunuh mikroba (Malisic et al., 2023). Iradiator Gama di PT Rel-Ion Indonesia ini merupakan iradiator buatan General Atomics dengan sumber radiasi berasal dari Cobalt 60 dengan tingkat energi maksimum 5 MeV. Proses iradiasi dimulai dengan memasukkan produk kedalam sel baja yang kemudian dibawa dengan konveyor menuju ruangan iradiasi dengan kecepatan 7 meter/ menit lalu melewati sel iradiasi sebanyak 2 hingga 3 kali tergantung dosis yang diinginkan (Sumber: Rel-Ion).



Gambar 3.7 Skema Iradiator Gamma (Sumber: Rel Ion)

3.3.3.2 *E-beam irradiation*

Proses sterilisasi dengan metode *e-beam irradiation* menggunakan dosis 25 kGy dari karena dosis tersebut dianggap sudah cukup untuk membunuh mikroba dan apabila dosis ditingkatkan hingga 50 kGy maka akan mempengaruhi sifat mekanik PMMA (Domańska et al., 2020; Sharifi et al., 2021). Proses sterilisasi dilakukan di PT. Sterina dengan standar ISO 11137, ISO 9001 dan memiliki lisensi dari Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN). Dosis yang digunakan untuk sterilisasi adalah 25 kGy dan selesai dalam waktu 10 menit (Sumber: Sterina).



Gambar 3.8 Alat Iradiator *E-Beam* (Sumber: Sterina)

3.4 Proses Pengujian

Pada penelitian ini dilakukan beberapa pengujian seperti pengujian *viscosity liquid*, pengujian FTIR *liquid*, pengujian *setting time*, *dough time*, dan *temperature setting*, pengujian tekan, uji asiditas, uji sterilisasi.

3.4.1 Pengujian *Fourier Transform Infrared Spectroscopy* (FTIR)

FTIR digunakan untuk mengkarakterisasi sampel dalam berbagai bentuk, seperti cairan, larutan, pasta, serbuk, film, serat, hingga gas. Selain itu, FTIR juga memungkinkan analisis material yang terdapat di permukaan suatu substrat. Dalam prosedur analisis FTIR, sampel terlebih dahulu dikenai radiasi inframerah (IR). Radiasi IR ini kemudian mempengaruhi getaran atom-atom pada molekul di dalam sampel, sehingga menghasilkan pola serapan (*absorption*) atau transmisi energi tertentu. Inilah yang membuat FTIR sangat berguna untuk mengidentifikasi getaran molekul spesifik yang terdapat di dalam sampel (Nandiyanto et al., 2019). Setiap gugus fungsi memiliki rentang bilangan gelombang seperti ditunjukkan pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1 *Wavenumber* FTIR (Nandiyanto et al., 2019)

<i>Range (cm⁻¹)</i>	<i>Functional Group</i>
3200–3550	O-H stretching
2500–3000	Carboxylic O-H
3300–3500	N-H stretch
3500–3500	O=C-N-H stretch
2260–2220	Nitrile (C≡N)
2950–2850	C-H stretch
3010–3100	=C-H stretch
1620–1680	C=C stretch
1740–1690	Aldehyde C=O
1750–1680	Ketone C=O
1750–1735	Ester C=O
1780–1710	Carboxylic acid C=O
1690–1630	Amide C=O
2800–2700	Aldehyde C-H stretch

3.4.2 Pengujian Berat Molekul

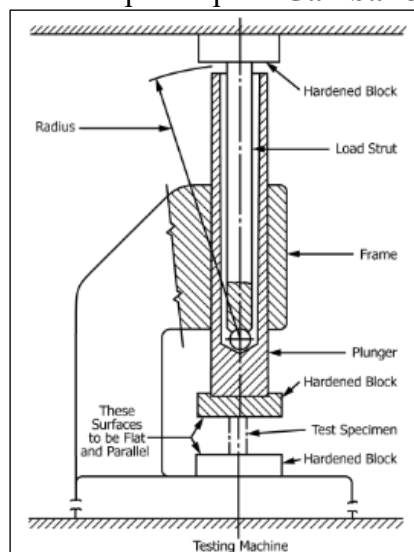
Pengujian berat molekul dilakukan dengan menggunakan pengujian *Gel Permeation Chromatography* (GPC) yang merupakan metode untuk mengukur berat molekul polimer yang umumnya dinyatakan dalam satuan Dalton (Da). Metode ini memanfaatkan teknik kromatografi untuk memisahkan molekul berdasarkan ukurannya. Pada proses ini, molekul dengan ukuran lebih besar tidak dapat masuk ke dalam pori-pori gel, sehingga akan melewati kolom dengan lebih cepat. Sebaliknya, molekul yang lebih kecil dapat memasuki pori-pori gel, sehingga membutuhkan waktu lebih lama untuk keluar dari kolom. Molekul yang keluar dari kolom kemudian terdeteksi oleh detektor, dimana sinyal yang dihasilkan direkam dalam bentuk kromatogram dan digunakan untuk menentukan distribusi berat molekul. Dari kromatogram tersebut, dapat dihitung berbagai parameter seperti berat molekul rata-rata jumlah (M_n), berat molekul rata-rata berat (M_w), dan polidispersitas (M_w/M_n). Pengujian berat molekul tersebut dilaksanakan di Lab Terpadu Undip.

3.4.3 Pengujian *Setting Time*, *Dough Time*, dan *Exothermic Temperature*

Dough time dan *Setting time* dilakukan untuk menentukan durasi yang dibutuhkan *acrylic bone cement* mengeras. Proses ini disebabkan oleh reaksi antara inisiator Benzoin Peroksida (BPO) dan katalis Dimethyl-ortho-Toluidine (DMpT), yang memicu terjadinya reaksi polimerisasi pada PMMA (Seyyed Hosseinzadeh et al., 2013). ASTM F451-21 menetapkan standar mengenai durasi pencampuran komponen *powder* dan *liquid* dalam proses pembuatan *bone cement*. *Dough time* didefinisikan sebagai periode waktu yang dihitung sejak awal proses pencampuran hingga semen tidak lagi melekat pada sarung tangan. Sementara itu, *setting time* merujuk pada waktu yang dihitung sejak awal pencampuran hingga reaksi eksotermik mulai berlangsung, yang ditandai dengan kenaikan *temperature* hingga mencapai setengah dari *temperature* maksimum. ASTM F451-21 menyatakan standar *dough time* maksimal 5 menit dan *setting time* selama 5-15 menit.

3.4.4 Pengujian Tekan

Uji tekan atau *compression test* merupakan metode pengujian mekanik yang digunakan untuk mengukur serta menentukan kemampuan suatu material dalam menahan gaya tekan. Melalui pengujian ini, diperoleh data berupa grafik yang menunjukkan nilai kuat tekan, modulus elastisitas, kekuatan luluh (*yield strength*), gaya maksimum (*max force*), serta *elongation*. Pengujian tekan berstandar ASTM F451-21 menggunakan spesimen berbentuk silinder dengan diameter 6 mm dan panjang 12 mm. Kecepatan deformasi 20-25,4 mm/ menit. Pengujian tersebut menghasilkan data berupa gaya tekan banding deformasi. Ilustrasi alat yang digunakan dalam pengujian tekan ditampilkan pada **Gambar 3.9**.



Gambar 3.9 Alat Uji Tekan

3.4.5 Pengujian Sterilitas

Prosedur sterilisasi perlu diuji untuk menentukan suatu bahan sudah terbebas dari kontaminasi bakteri atau belum. Uji ini menggunakan medium *Soybean-Casein Digest Medium* (SCDM) yang dapat mendeteksi bakteri aerob dan jamur. Setelah inokulasi (penanaman sampel uji ke dalam medium), tabung yang berisi SCDM diinkubasi pada suhu 20–25°C selama minimal 14 hari. Jika dalam waktu 14 hari terjadi kekeruhan atau perubahan warna yang menunjukkan pertumbuhan mikroba, maka sampel dianggap tidak memenuhi syarat sterilitas. Sebaliknya, jika medium tetap jernih selama masa inkubasi, maka sampel dianggap steril (The United States Pharmacopeial Convention, 2012). Proses pengujian sterilitas dilakukan di Lab Mikrobiologi di departemen Biologi ITS.

3.4.6 Pengujian Asiditas

Pengujian asiditas dilakukan untuk menentukan tingkat keasaman pada sampel yang diuji. Sebelum pengujian dimulai, pH meter dikalibrasi terlebih dahulu menggunakan larutan PBS, baik sebelum maupun setelah proses pengukuran. Ukuran sample yang digunakan pada uji pH ini adalah 2mm x 6mm dengan bentuk silinder. Prosedur pengujian dilakukan dengan memasukkan sampel ke dalam larutan PBS pH 7 dengan jumlah 9 mL, kemudian pH larutan tersebut diukur menggunakan pH meter. Pengukuran dilakukan sebanyak tiga kali untuk memperoleh data yang lebih akurat serta diketahui nilai standar deviasinya. Pengukuran dilakukan pada hari ke-0, 3, 7, dan 14 (Fernandes et al., 2019).

3.5 Rancangan Penelitian

Adapun rancangan penelitian yang akan dilakukan dalam penelitian ini dapat dilihat pada **Tabel 3.2** berikut.

Tabel 3.2 Rancangan Penelitian

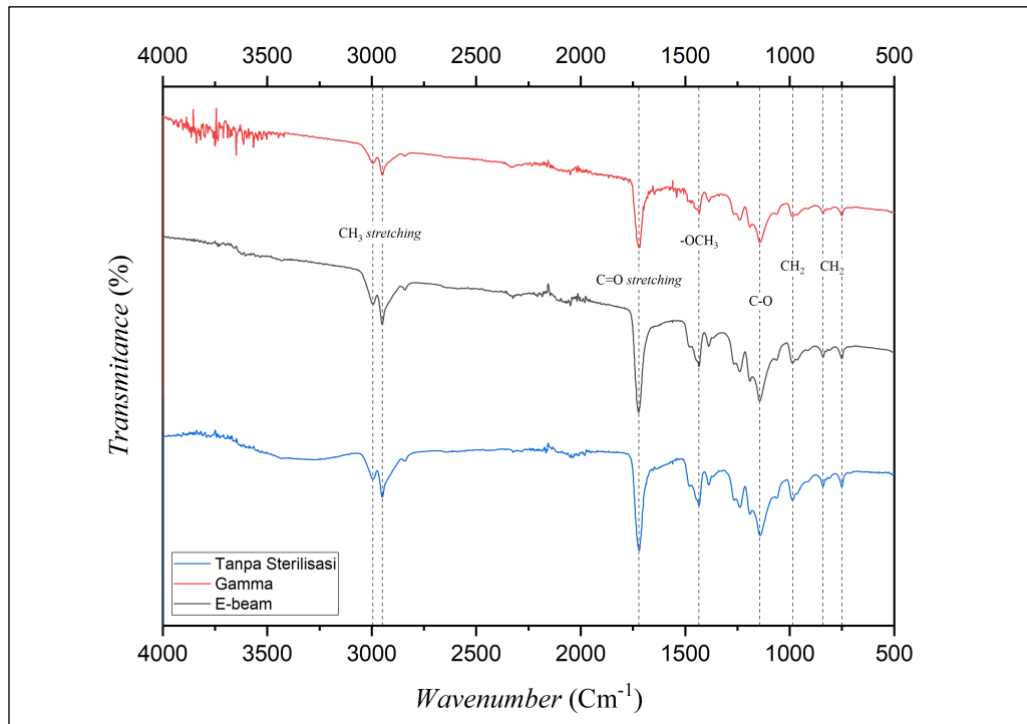
Rasio (Powder: Liquid)	Perlakuan	Pengujian					
		<i>FTIR</i>	<i>GPC Test</i>	<i>Setting Time, Dough Time, Exothermic Temperature</i>	<i>Compressive Test</i>	<i>Sterility Test</i>	<i>Acidity Test</i>
1:1	Tanpa sterilisasi	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	<i>γ-irradiation</i>	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	<i>E-beam irradiation</i>	✓	✓	✓	✓	✓	✓
1,5:1	Tanpa sterilisasi	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	<i>γ-irradiation</i>	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	<i>E-beam irradiation</i>	✓	✓	✓	✓	✓	✓

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil FTIR *Powder Acrylic Bone Cement* Sebelum, Sterilisasi *E-beam*, dan Sterilisasi Gamma

Untuk mengetahui pengaruh metode sterilisasi terhadap sifat kimia dari *powder bone cement*, maka dilakukan uji FTIR pada *powder* tanpa sterilisasi, sterilisasi *E-beam*, dan sterilisasi Gamma yang dapat dilihat pada **Gambar 4.1**.



Gambar 4.1 Grafik Hasil FTIR *Powder*

Tabel 4.1 Tabel Ikatan Gugus Fungsi

Ikatan Gugus Fungsi	Tanpa Sterilisasi <i>Wavenumber</i> (cm ⁻¹)	<i>E-beam</i> <i>Wavenumber</i> (cm ⁻¹)	Gamma <i>Wavenumber</i> (cm ⁻¹)
CH ₂	986,63 – 750,24	986,3 – 750,47	985,92 – 750,07
C=O	1719,84	1722,85	1722,08
<i>stretching</i>			
CH ₃ <i>stretching</i>	2949,27 – 2993,83	2949,77 – 2992,47	2949,19 – 2992,19
-OCH ₃	1433,99	1434,61	1433,71
C-O	1141,89	1143,49	1143,01

Tabel 4.2 Luas Peak Area dengan Variasi Sterilisasi

No	Rantai	Luas <i>Peak Area</i>		
		Tanpa Sterilisasi	Sterilisasi <i>E-beam</i>	Sterilisasi Gamma
1	CH ₃ <i>stretching</i>	18,55	16,36 (berkurang 2,19%)	8,76 (berkurang 9,79 %)
2	C=O	23,1	17,5 (berkurang 5,6%)	11,6 (berkurang 11,5 %)
3	-OCH ₃	11,7	8,3 (berkurang 3,4%)	4,54 (berkurang 7,16 %)

Berdasarkan hasil pengujian FTIR yang dilakukan, dapat diketahui bahwa terdapat puncak yang menggambarkan ikatan-ikatan tertentu. Dari **Gambar 4.1** menunjukkan adanya ikatan C–H *stretching* dalam kelompok ikatan CH₃ pada *wavenumber* 2992 cm⁻¹, ikatan C–H *stretching* pada *wavenumber* 2949 cm⁻¹, puncak tersebut diikuti dengan adanya puncak di wilayah 1434 cm⁻¹ menggambarkan adanya ikatan CH₃ *bend* yang membedakan PMMA dengan PVA karena menggambarkan adanya ikatan CH₃O. Kemudian ikatan C=O *stretching* di wilayah 1720 cm⁻¹ dan 1722 cm⁻¹, dan ikatan C–O pada *wavenumber* 1142 cm⁻¹ dan 1143 cm⁻¹ (GEORGE SOCRATES, 2001; Nandiyanto et al., 2019). Kemudian terdapat ikatan CH₂ pada *wavenumber* 986,63 cm⁻¹ – 750,24 cm⁻¹ yang membedakan juga antara PMMA dengan PVA karena pada polimer PVA, *peak wavenumber* ada di angka sekitar 650 cm⁻¹ (GEORGE SOCRATES, 2001; Raheem & Majid, 2020). Nilai *wavenumber* beserta gugus yang dimiliki oleh PMMA dapat dilihat pada **Tabel 4.2**.

Dari **Tabel 4.3** yang merupakan perhitungan *peak area* dapat dilihat bahwa spesimen *powder* dengan sterilisasi menunjukkan penurunan luas *peak area* yang menggambarkan adanya ikatan rantai yang putus. Hal ini terjadi karena *transmittance* yang semakin rendah menandakan semakin sedikitnya rantai polimer yang terdapat pada *wavenumber* tersebut dan menunjukkan terdapat pemutusan rantai. Penelitian oleh Tiwari et al., (2014) mengungkapkan bahwa iradiasi menyebabkan pemutusan rantai dan pembentukan ikatan C=C meningkat, yang didukung dengan intensitas gugus CH₂ dan CH₃ berkurang setelah iradiasi. *Peak area* juga berkurang untuk rantai utama PMMA seperti C-CH₃ sekitar 60%, C-O-CH₃ sekitar 50%, serta peningkatan rantai CO₂ secara signifikan.

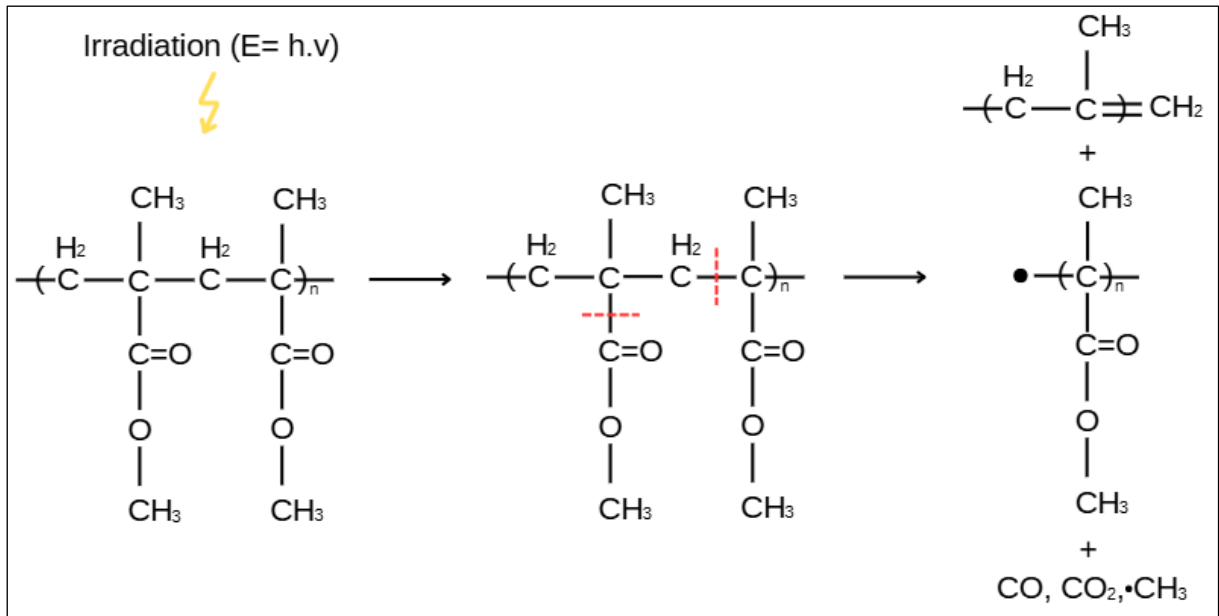
4.2 Pengaruh Metode Sterilitas Terhadap Berat Molekul *Powder Bone Cement*

Untuk mengetahui ada tidaknya pengaruh proses sterilisasi terhadap berat molekul, maka dilakukan perhitungan menggunakan GPC untuk menentukan ada tidaknya pemutusan rantai yang dapat terlihat.

Tabel 4.3 Berat Molekul *Powder Bone Cement*

No	Karakteristik Material	Tanpa Sterilisasi (Lewis & Mladi, 1998)	Sterilisasi <i>E-beam</i>	Sterilisasi Gamma
1	Mw	944000	71888	52661
2	Mn	232000	9278	7120
3	Mw/Mn	4.069	7.748	7.397

Dari hasil uji berat molekul, dapat dilihat bahwa perlakuan sterilisasi memberikan penurunan berat molekul secara signifikan. Menurut Lewis & Mladi (1998) sterilisasi menggunakan Gamma menurunkan berat molekul hingga 66% dibandingkan dengan *powder* tanpa sterilisasi. Sementara itu, *E-beam* memiliki berat molekul yang lebih tinggi dibandingkan Gamma yang digambarkan pula pada kecepatan *setting time* pada *bone cement*. Hal ini terjadi karena dosis yang digunakan dalam sterilisasi *E-beam* jauh lebih tinggi sehingga memberikan waktu paparan yang lebih singkat dan mengurangi degradasi material (Silindir & Özer, 2009). Berat molekul tersebut juga berkaitan dengan banyaknya rantai yang putus. Semakin kecil berat molekul, maka semakin banyak juga rantai utama yang putus (Yousif et al., 2015)

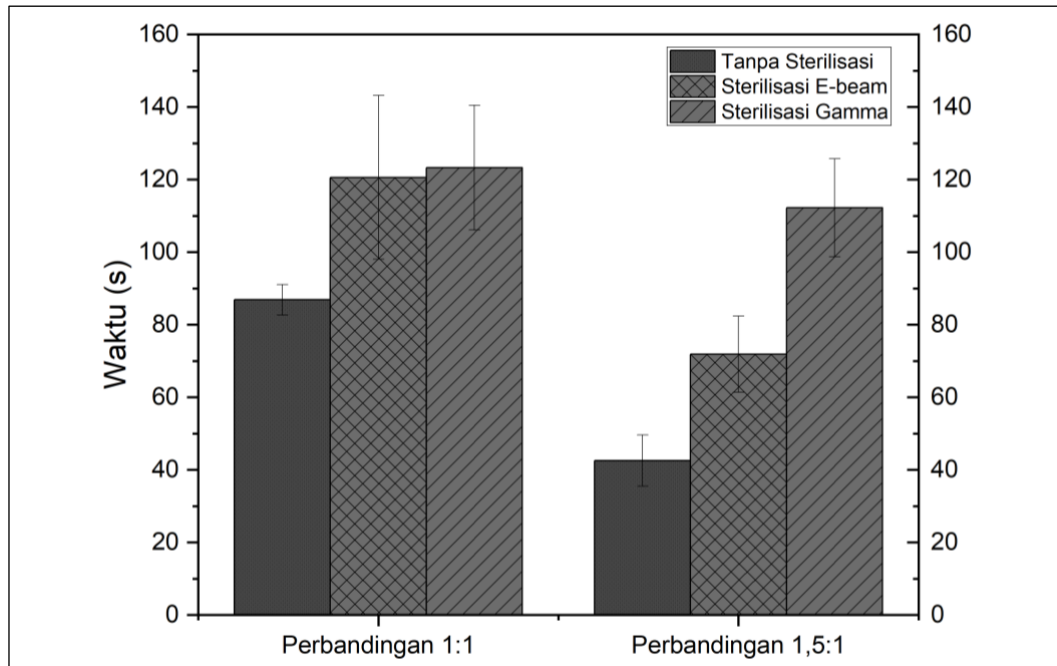


Gambar 4.2 Scheme Mechanism Chain Scission of PMMA Irradiation

Pemutusan rantai (*chain scission*) yang dapat dilihat pada **Gambar 4.2** terjadi ketika radiasi pertama kali mengenai rantai polimer PMMA yang menyebabkan pemutusan ikatan dan membentuk radikal karbometoksi ($-\text{COOCH}_3$), yaitu gugus samping ester yang terlepas dari rantai utama yang sangat reaktif dan terurai lebih lanjut membentuk produk gas volatil seperti CO , CO_2 , HCOOH , dan $\cdot\text{CH}_3$. Rantai utama PMMA tadi juga dapat mengalami pemutusan rantai lebih lanjut menjadi sebuah produk molekul stabil dengan ikatan rangkap di ujung (abstraksi) dan radikal alkil PMMA yaitu fragmen rantai polimer yang lebih pendek dengan elektron tidak berpasangan di ujungnya. Radikal alkil PMMA kemudian bereaksi dengan oksigen. Reaksi ini membentuk radikal peroksil PMMA dimana elektron tidak berpasangan kini berada pada gugus peroksil ($-\text{O}-\text{O}-$) yang bereaksi pada rantai polimer. Radikal peroksil PMMA kemudian mengalami *hydrogen abstraction* yaitu proses mengambil atom hidrogen dari rantai polimer lain di sekitarnya. Proses ini menghasilkan hidroperoksida, sebuah molekul dengan gugus fungsional ($-\text{O}-\text{O}-\text{H}$) yang bereaksi pada rantai polimer dan cenderung tidak stabil, sehingga dapat memicu degradasi lebih lanjut (da Silva Aquino et al., 2023).

4.3 Hasil Pengamatan *Dough Time*, *Setting Time* dan *Exothermic Temperature* PMMA Bone Cement

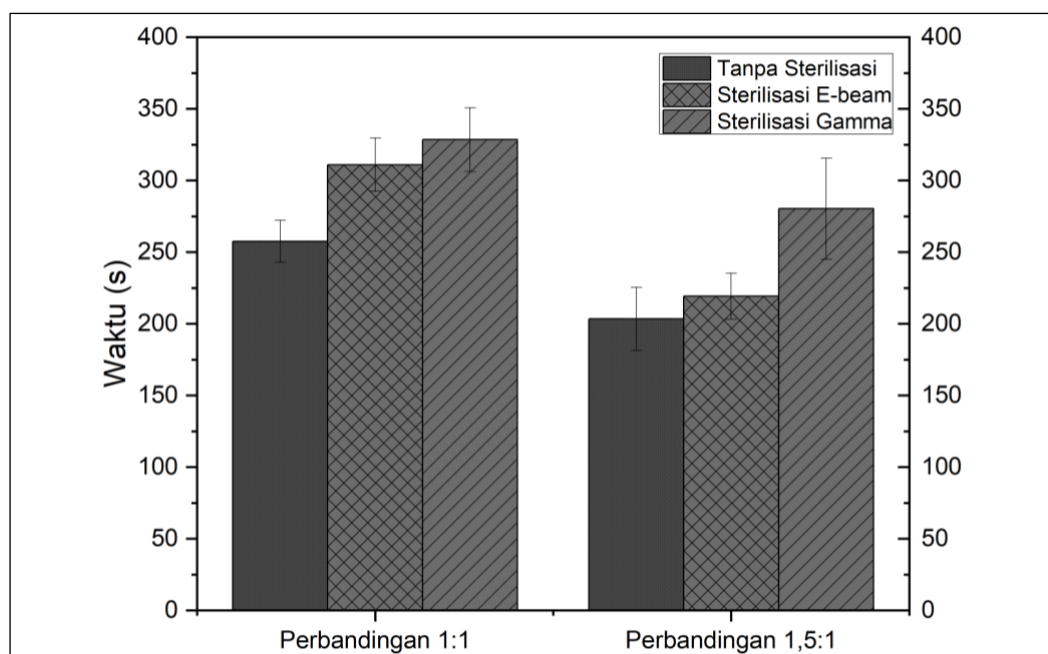
Dalam proses pembuatan *acrylic bone cement*, terdapat sejumlah aspek penting yang perlu diperhatikan agar memenuhi ketentuan yang tercantum dalam standar ASTM F451-21. Beberapa parameter yang harus sesuai dengan standar tersebut antara lain adalah *dough time*, *setting time*, dan *exothermic temperature*. Menurut ASTM F451-21, *dough time* merujuk pada rentang waktu yang dihitung sejak awal proses pencampuran hingga campuran semen tidak lagi melekat pada sarung tangan bedah dengan maksimum waktu 5 menit. Sementara itu, *setting time* merupakan perhitungan waktu ketika *temperature* mencapai setengah dari penjumlahan antara *temperature* maksimum dengan *temperature* ruang saat pencampuran *powder* dengan *liquid* yang menandakan polimerisasi sudah selesai dengan rentang waktu 5-15 menit.



Gambar 4.3 Grafik *Dough Time* dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi

Tabel 4.4 Perbandingan *Dough Time* dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi

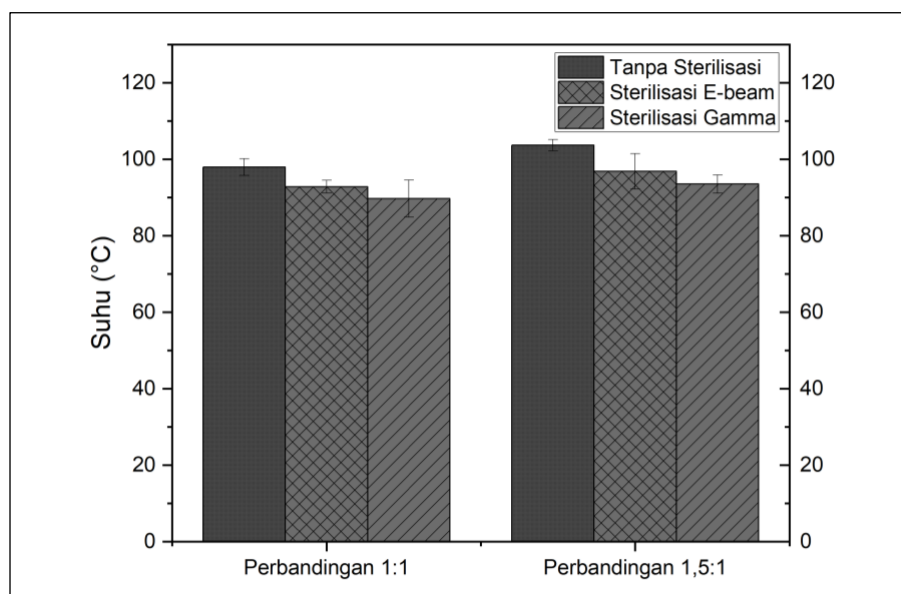
No	Perbandingan Rasio <i>Powder/Liquid</i>	Tanpa Sterilisasi (menit)	Sterilisasi <i>E-beam</i> (menit)	Sterilisasi Gamma (menit)
1	1/1	1:26,88 ± 0:04,2	2:00,60 ± 0:22,58	2:03,32 ± 0:17,2
2	1,5/1	0:42,56 ± 0:07,1	1:11,86 ± 0:10,5	1:52,24 ± 0:13,5



Gambar 4.4 Grafik *Setting Time* dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi

Tabel 4.5 Perbandingan *Setting Time* dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi

No	Perbandingan Rasio <i>Powder/Liquid</i>	Tanpa Sterilisasi (menit)	Sterilisasi <i>E-beam</i> (menit)	Sterilisasi Gamma (menit)
1	1/1	4:17,62 ± 0:14,6	6:11,00 ± 0:18,7	6:28,50 ± 0:22,3
2	1,5/1	3:23,34 ± 0:22,1	3:39,24 ± 0:16,00	4:40,36 ± 0:35,2

**Gambar 4.5** Grafik *Exothermic Temperature* dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi**Tabel 4.6** Perbandingan *Exothermic Temperature* dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi

No	Perbandingan Rasio <i>Powder/Liquid</i>	Tanpa Sterilisasi (°C)	Sterilisasi <i>E-beam</i> (°C)	Sterilisasi Gamma (°C)
1	1/1	97,9 ± 2,2	92,8 ± 1,6	89,7 ± 9,3
2	1,5/1	103,6 ± 1,4	96,8 ± 4,6	93,5 ± 5,5

Pengujian *setting time* berulang kali dilakukan sesuai dengan standar ASTM F451-21 yang dilakukan pengulangan sebanyak 5 kali. Hasil *dough time* ditunjukkan oleh **Tabel 4.4** dan **Gambar 4.3** dari hasil tersebut, perbandingan kecepatan *dough time* dipengaruhi oleh jumlah *powder* dan *liquid*. Dari hasil percobaan, perbandingan *powder* yang semakin tinggi berbanding lurus dengan semakin singkatnya *dough time*. Hasil *dough time* tadi juga memberikan efek pada lamanya *setting time* yang dapat dilihat pada **Tabel 4.5** dan **Gambar 4.4**. Dari data tersebut juga dapat dilihat bahwa semakin banyak *powder* dalam komposisi *bone cement*, maka menghasilkan kecepatan *setting time* juga semakin singkat. Kecepatan *setting time* pada polimerisasi PMMA *bone cement* secara signifikan dipengaruhi oleh jumlah *initiator* (BPO) yang digunakan dan jumlah katalis (DMpT) (Nussbaum et al., 2004). Kecepatan *setting time* juga dapat terjadi karena minimnya reaksi antara PMMA *powder* dengan MMA yang terjadi karena meningkatnya viskositas yang disebabkan karena meningkatnya jumlah *powder* dari campuran *powder* dan *liquid* (Samad & Jaafar, 2009).

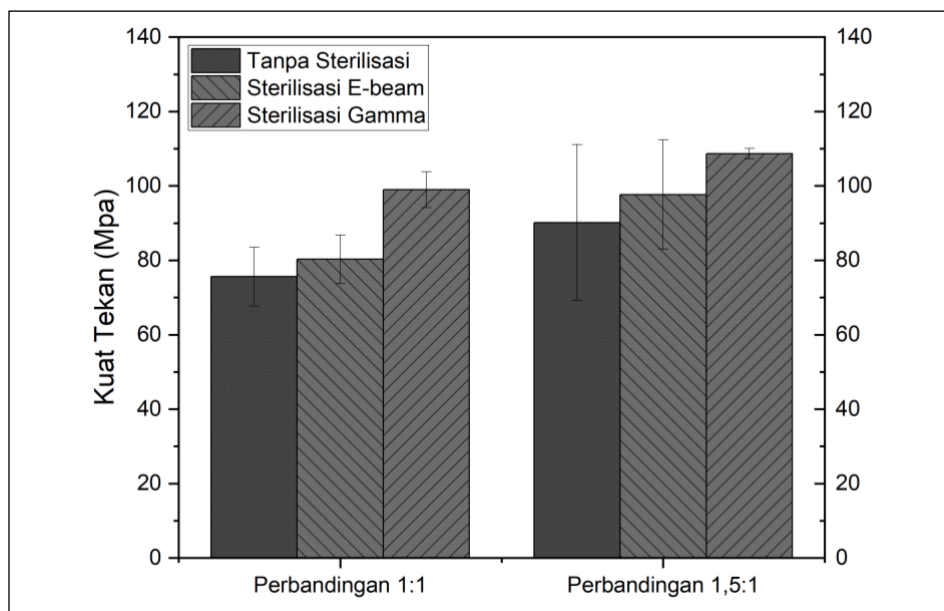
Pada penelitian ini, perbedaan *setting time* juga dipengaruhi oleh variabel lain seperti perlakuan sterilisasi. Pada sterilisasi *E-beam* dan Gamma, terjadi peningkatan hasil *dough time* dan *setting time*. Penelitian oleh (Takechi et al., 2002) mengungkapkan bahwa dengan adanya sterilisasi dengan irradiasi Gamma, maka semakin lama juga waktu yang dibutuhkan untuk *setting time bone cemet*, sesuai dengan yang terjadi pada percobaan kali ini.

Semakin cepatnya kecepatan *setting time* yang dapat dilihat pada **Tabel 4.5** dapat disebabkan karena semakin besarnya berat molekul (**Tabel 4.3**) yang berakibat pada bertambahnya MMA yang tidak terpolimerisasi. Hal ini terjadi karena berat molekul PMMA yang semakin tinggi akan meningkatkan viskositas campuran *bone cement* yang akan menghambat pergerakan molekul PMMA sehingga reaksi terminasi juga semakin sulit terjadi. Meskipun demikian, pembentukan rantai radikal tidak terhenti dan polimerisasi terus berlanjut sehingga terjadi *gel effect*. Jika viskositas terlalu tinggi, mobilitas monomer ikut terhambat dan reaksi berhenti sebelum MMA sepenuhnya terpolimerisasi yang berdampak pada penurunan kecepatan *setting time* (Kühn, 2000). MMA yang belum terpolimerisasi sepenuhnya dapat dilihat dari adanya residual monomer pada *bone cement*. Menurut Santos et al (2011), PMMA dengan berat molekul lebih tinggi memiliki jumlah residu MMA lebih banyak dibandingkan dengan PMMA dengan berat molekul yang lebih rendah pada *bone cement*. Residual monomer masih belum diteliti saat ini, tetapi dapat ditinjau pada penelitian berikutnya.

Pada pengujian ini, dapat dilihat bahwa pada **Gambar 4.5**, komposisi *powder* yang semakin tinggi berakibat pada peningkatan *exothermic temperature* yang terjadi karena pada perbandingan 1,5:1, massa *bone cement* selama pengadukan menjadi lebih banyak yang berpengaruh terhadap ketebalan dan massa sampel sehingga temperatur yang dihasilkan juga lebih tinggi (Kühn, 2000). Selain itu, terlihat juga pada perlakuan sterilisasi dengan metode *E-beam* maupun Gamma mengurangi *exothermic temperature*, baik pada perbandingan 1:1 dan 1,5:1. Penurunan temperatur paling signifikan terjadi pada sterilisasi gamma dimana pada perbandingan 1:1 terjadi penurunan hingga 9,2°C dan pada perbandingan 1,5:1 terjadi penurunan hingga 10,1°C. Hal ini terjadi karena *setting time* yang lebih cepat yang berbanding lurus dengan kenaikan temperatur pada proses polimerisasi yang sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Pascual et al., (1996) .

4.4 Kuat Tekan Bone Cement

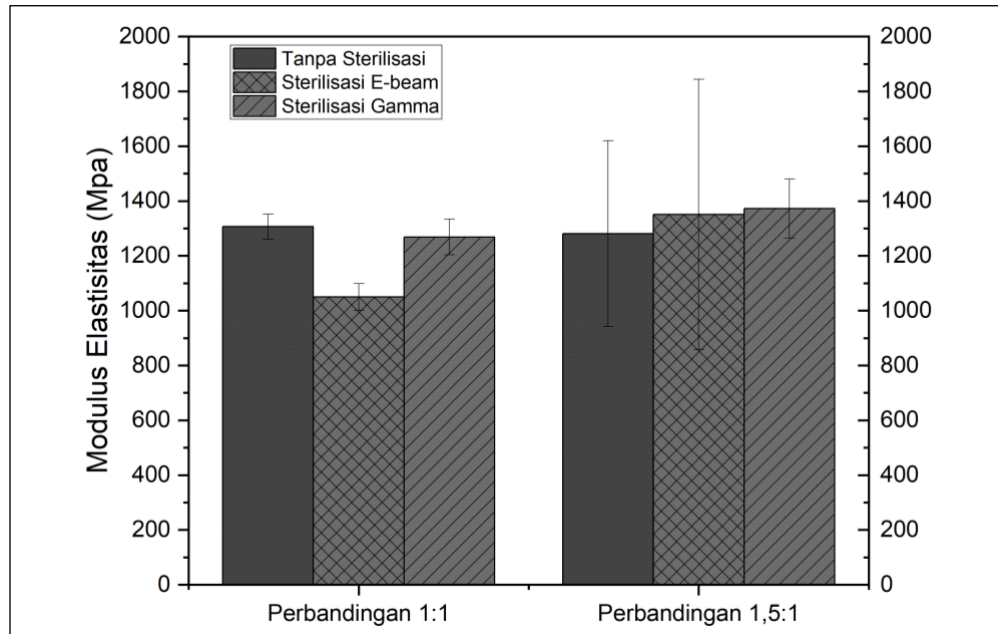
Dalam ASTM F451, terdapat kriteria kuat tekan minimal 70 Mpa, oleh karena itu, dilakukan uji tekan pada *bone cement*. **Tabel 4.7** menunjukkan hasil uji tekan yang dilakukan.



Gambar 4.6 Grafik Kekuatan Tekan dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi

Tabel 4.7 Perbandingan Kuat Tekan *Bone Cement* dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi

No	Perbandingan Rasio <i>Powder/Liquid</i>	Tanpa Sterilisasi	Sterilisasi <i>E-beam</i>	Sterilisasi Gamma
1	1/1	75,6 ± 7,9	80,283 ± 6,55	99 ± 4,8
2	1,5/1	90,14 ± 20,9	97,6 ± 14,7	108,66 ± 1,4

**Gambar 4.7** Grafik Modulus Elastisitas dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi**Tabel 4.8** Perbandingan Modulus Elastisitas *Bone Cement* dengan Variasi Perlakuan Sterilisasi

No	Perbandingan Rasio <i>Powder/Liquid</i>	Tanpa Sterilisasi	Sterilisasi <i>E-beam</i>	Sterilisasi Gamma
1	1/1	1306,43 ± 45,84	1050,22 ± 48,5	1268,73 ± 65,39
2	1,5/1	1280,7 ± 339,7	1351,22 ± 493,17	1372,39 ± 107,92

Pada **Tabel 4.7** dapat dilihat perbandingan *powder liquid* yang lebih tinggi memberikan kekuatan tekan yang lebih baik (Ayre, 2013). Kejadian ini terjadi karena fraksi volume *powder* PMMA dalam matriks monomer akan berkurang. Ketika fraksi volume PMMA menurun, efek penguatan pada matriks monomer MMA juga dapat menurun. Selain itu, peningkatan rasio *liquid* akan mengakibatkan jumlah monomer yang lebih banyak daripada yang dapat bereaksi dengan inisiator yang tersedia, sehingga monomer yang tidak bereaksi tetap ada dalam spesimen yang telah dipolimerisasi dan dapat bertindak sebagai peliat (*plasticizer*) (Belkoff et al., 2002). Hal yang sama juga terjadi pada modulus elastisitas yang mengungkapkan semakin banyak jumlah *powder*, maka nilai modulus elastisitas semakin meningkat yang dapat dilihat pada **Gambar 4.7** dan **Tabel 4.8**

Berdasarkan **Gambar 4.6**, sterilisasi cenderung meningkatkan kekuatan tekan dimana pada sterilisasi Gamma memiliki nilai kekuatan tekan tertinggi pada penelitian kali ini karena meningkatkan kekuatan tekan sebanyak 27,4 Mpa pada variasi 1:1 dan 18,52 Mpa pada variasi 1,5:1 dan memiliki kekuatan tekan terbaik pada variasi 1,5:1. Sementara itu, sterilisasi *E-beam* juga memiliki kekuatan tekan yang paling kuat pada perbandingan *powder liquid* 1,5:1 meskipun masih belum sekuat sterilisasi Gamma.

Polimerisasi yang terlalu cepat dan *temperature* terlalu tinggi mengakibatkan *bone cement* menjadi getas. Dapat dilihat baik pada perbandingan 1:1 maupun 1,5:1, kekuatan tekan *bone cement* tanpa sterilisasi mendapatkan nilai terendah. Hal tersebut diakibatkan oleh reaksi yang terlalu cepat antara DMpT dengan BPO yang menyebabkan lebih banyak lokasi nukleasi sehingga lebih banyak rantai polimer individu yang akan terbentuk secara bersamaan. Hal ini akan mengurangi berat molekul rata-rata setiap rantai polimer dan mempengaruhi kekuatan *bone cement* tersebut (Nussbaum, 2004). Sementara itu, pada *powder* dengan sterilisasi, reaksi yang terjadi tidak terlalu cepat yang dapat dilihat pada **Tabel 4.5** sehingga proses nukliasi tidak terjadi terlalu banyak.

Selain karena proses polimerisasi yang terlalu cepat, kekuatan mekanik ditentukan dari porositas pada *bone cement*. Porositas terjadi karena adanya gelembung udara yang tercampur selama proses pencampuran sehingga berpengaruh ke sifat mekanik (Kühn, 2000). Proses reaksi yang berlangsung dengan sangat cepat menyebabkan terjadinya porositas di dalam struktur *bone cement*. Porositas ini sangat dipengaruhi oleh metode *mixing* antara *powder* dan *liquid*, sehingga metode *mixing* memegang peran utama dalam kekuatan mekanik *bone cement* selain kecepatan reaksi antara *powder* dan *liquid bone cement* (Graham et al., 2000).

Selanjutnya, pada *powder bone cement* yang telah disterilisasi baik dengan menggunakan metode *E-beam* maupun Gamma, proses pencampuran *powder* dan *liquid* menjadi lebih mudah dilakukan. Hal ini dapat berkaitan dengan berat molekul dari *powder* PMMA itu sendiri yang dapat dilihat pada **Tabel 4.3**. PMMA *powder* dengan berat molekul rendah lebih mudah untuk larut dalam monomer (*liquid*) (Santos et al., 2011). Lebih mudahnya *powder* dengan sterilisasi untuk larut ke dalam monomer akan berakibat pada hasil akhir produk yang lebih homogen dan polimerisasi yang lebih sempurna.

4.5 Pengaruh Metode Sterilitas Terhadap Hasil Uji Sterilitas

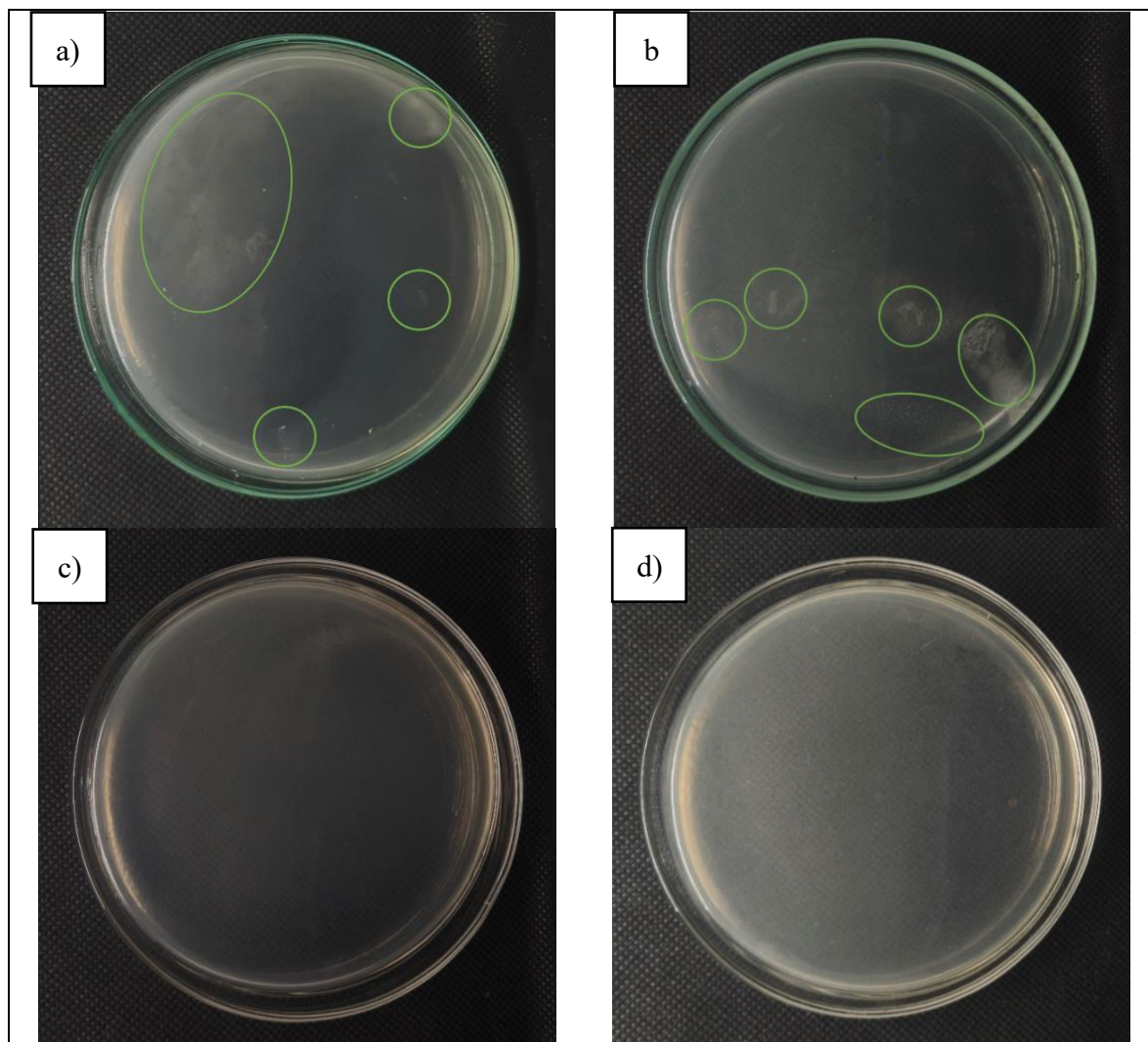
Pengujian sterilitas pada material *powder* PMMA bertujuan untuk mengetahui ada tidaknya pengaruh sterilisasi *E-beam* dan Gamma terhadap kehidupan bakteri dengan memperhatikan jumlah koloni bakteri yang tumbuh pada media agar.

Tabel 4.9 Hasil Uji Sterilitas dengan Variasi *Powder* dan Perlakuan Sterilitasi

Sampel	Pengenceran	CFU	CFU/gram
<i>Powder</i> Tanpa Perlakuan (PTP)	** 10 ⁰	45	4500
	10 ¹	6	6000
	10 ²	14	60000
	10 ³	4	0
	10 ⁴	14	14000000
	10 ⁵	3	30000000
Campuran Tanpa Perlakuan (CTP)	** 10 ⁰	93	9300
	10 ¹	23	23000
	10 ²	1	1000
	10 ³	0	0
	10 ⁴	0	0
	10 ⁵	0	0

Sampel	Pengenceran	CFU	CFU/gram
<i>Powder Gamma (PG)</i>	10^0	0	0
	10^1	0	0
	10^2	0	0
	10^3	0	0
	10^4	0	0
	10^5	0	0
Campuran Gamma (CG)	10^0	9	900
	10^1	1	1000
	10^2	0	0
	10^3	0	0
	10^4	0	0
	10^5	0	0
<i>Powder E-beam (PEB)</i>	10^0	0	0
	10^1	0	0
	10^2	0	0
	10^3	0	0
	10^4	0	0
	10^5	0	0
Campuran <i>E-beam</i> (CEB)	10^0	0	0
	10^1	1	100
	10^2	0	0
	10^3	0	0
	10^4	9	9000000
	10^5	0	0

** Data valid ketika $30 \leq \text{CFU} \leq 300$



Gambar 4.8 Hasil Uji Sterilitas pada variasi pengenceran 10^0 a) *Powder* Tanpa Sterilisasi, b) Campuran Tanpa Perlakuan, c) *Powder E-beam*, dan d) *Powder Gamma*

Dari **Tabel 4.9** dapat dilihat nilai CFU (*colony forming unit*) dari beberapa variasi pengenceran dan variasi sterilisasi. CFU adalah metode perhitungan jumlah sel jamur atau bakteri yang hidup dalam sampel tersebut. Metode ini memanfaatkan kemampuan dari sel bakteri untuk berkembang biak dan membentuk koloni yang terlihat di cawan agar, sehingga membentuk koloni yang dapat dihitung kemampuan reproduksinya. Koloni dari bakteri yang berkembang pada cawan optimal dan akurat ketika jumlahnya 30-300 koloni yang dapat dicapai dengan menggunakan beberapa variasi pengenceran seperti yang sudah dilakukan pada pengujian kali ini. Setelah periode inkubasi yang telah ditentukan, koloni dihitung dan konsentrasi bakteri yang hidup dinyatakan sebagai CFU/mL, yang dihitung berdasarkan *dilution factor* (DF) dan volume sampel yang digunakan (Pasrija & Kumari, 2025).

Dengan tidak adanya 30-300 koloni bakteri per cawan dengan beberapa pengenceran, maka uji sterilitas dengan dosis 25 kGy baik dengan *E-beam* dan Gamma dianggap sudah menghilangkan bakteri seluruhnya. Hal ini juga dapat dilihat melalui pengamatan visual pada media agar dengan tidak adanya koloni bakteri pada cawan. Sementara itu, dapat terlihat adanya koloni bakteri pada variasi *powder* dan campuran tanpa sterilisasi. Perbandingan visual adanya koloni bakteri dan tidak ada koloni bakteri dapat dilihat pada **Gambar 4.8**.

Dengan adanya uji sterilitas ini dapat diambil kesimpulan bahwa *powder* yang sudah disterilisasi menggunakan metode *E-beam* dan *Gamma* sudah aman untuk digunakan pada implan di tubuh manusia sesuai standar ASTM F451-21.

4.6 Pengaruh Metode Sterilitas Terhadap Hasil Uji Asiditas

Selain uji sterilitas, uji pH juga menjadi salah satu hal yang perlu diperhatikan terutama pada benda asing yang akan diimplan dalam tubuh manusia. Maka dari itu, tes pH pada material *bone cement* juga menjadi salah satu perhatian dalam penelitian kali ini.

Tabel 4.10 Hasil Pengujian pH *Bone Cement*

Hari Ke-	Nilai pH					
	Tanpa Sterilisasi 1:1	Tanpa Sterilisasi 1,5:1	<i>E-beam</i> 1:1	<i>E-beam</i> 1,5:1	Gamma 1:1	Gamma 1,5:1
0	6.88 ± 0.04	6.97 ± 0.08	6.89 ± 0.06	7.03 ± 0.03	6.96 ± 0.06	7.06 ± 0.04
3	6.98 ± 0.07	6.96 ± 0.03	6.97 ± 0.02	7.02 ± 0.04	6.97 ± 0.03	6.96 ± 0.02
7	6.96 ± 0.05	6.96 ± 0.01	6.94 ± 0.02	6.97 ± 0.08	6.97 ± 0.05	6.96 ± 0.06
14	7.03 ± 0.03	6.98 ± 0.01	7.01 ± 0.02	7.03 ± 0.04	7.00 ± 0.01	6.99 ± 0.04

Dari uji pH yang dapat dilihat pada **Tabel 4.10**, dapat terlihat bahwa seluruh sampel memiliki nilai pH yang netral ($\pm$ Ph 7) dan tidak terjadi perubahan pH selama 14 hari perendaman dalam PBS. Dalam tubuh manusia, pH ideal dalam tubuh yaitu sedikit basa sekitar 7,3 hingga 7,45. PMMA sendiri digunakan pada bagian tengkorak manusia dan organ yang paling dekat adalah otak yang memiliki pH 7,2 (Gaohua et al., 2021). Penelitian oleh (Kruse et al., 2017) mengungkapkan bahwa sel memiliki toleransi pH yang sangat baik antara pH 6,5 hingga pH 10,5 dengan kemampuan hidup sel yang terbaik pada pH 7,5.

Penelitian *in vitro* oleh (Wei et al., 2023) mengungkapkan bahwa PMMA memiliki pertumbuhan sel yang positif dalam 3 hari. Selain itu, potensi osteogenik yang dilihat melalui *alkaline phosphatase activity* (ALP) juga menunjukkan tren yang positif yang ditunjukkan oleh konsentrasi ALP yang meningkat. Dengan tidak terdapat perbedaan pH yang signifikan, diharapkan material PMMA ini tidak terlalu berpengaruh terhadap lingkungan di dalam tubuh manusia.

4.7 Tabulasi Hasil Penelitian

Untuk memudahkan melihat sampel yang memenuhi kriteria ASTM F451, maka dibuatlah tabel tabulasi berikut ini.

Tabel 4.11 Tabulasi Penelitian

Sampel	Kriteria <i>Acrylic Bone Cement</i>					
	<i>Dough Time</i>	<i>Setting Time</i>	<i>Exothermic Temperature</i>	Kuat Tekan	Sterilitas	Asiditas
Sumber	ASTM F451				Kruse (2017)	
	Max 5 min	5-15 min	<90°C	>70 Mpa	Steril	pH 6,5-pH 10,5
Tanpa Sterilisasi 1:1	1:26,88 ± 4.2	4:17,62 ± 14.6	97,9 ± 2,2	75,6 ± 7,9	Tidak	6,96
Tanpa Sterilisasi 1,5:1	0:42,56 ± 7.1	3:23,34 ± 22.1	103,6 ± 1,4	90,14 ± 20,9	Tidak	6,97
<i>E-beam</i> 1:1	2:00,60 ± 22.58	6:11,00 ± 18.7	92,8 ± 1,6	73,5 ± 11,46	Steril	6,95
<i>E-beam</i> 1,5:1	1:11,86 ± 10.5	3:39,24 ± 16	96,8 ± 4,6	97,6 ± 14,7	Steril	7,01
Gamma 1:1	2:03,32 ± 17.2	6:28,50 ± 22.3	89,7 ± 9,3	103 ± 7,8	Steril	6,98
Gamma 1,5:1	1:52,24 ± 13.5	4:40,36 ± 35.2	93,5 ± 5,5	108,66 ± 1,4	Steril	6,99

Catatan: hijau memenuhi ASTM F451 dan referensi pendukung, sementara kuning tidak memenuhi ASTM F451 dan referensi pendukung

Dari tabel tabulasi yang ada, maka sterilisasi dengan Gamma perbandingan 1:1 menjadi spesimen yang direkomendasikan karena memenuhi seluruh ketentuan ASTM F451.

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berikut merupakan kesimpulan yang dapat diambil setelah melakukan penelitian kali ini, antara lain:

1. Perlakuan sterilisasi berpengaruh terhadap sifat kimia *bone cement* dengan menurunkan intensitas *peak area* FTIR dan menurunkan berat molekul *powder* PMMA. Sementara itu, pada uji pH seluruh sampel memiliki pH netral dengan nilai sampel $\pm$ pH 7.
2. Perlakuan sterilisasi memiliki pengaruh terhadap kriteria ASTM F451 dimana pada *dough time* dan *setting time* mengalami peningkatan waktu. Kekuatan tekan juga mengalami peningkatan, sementara itu terjadi penurunan *exothermic temperature*. Sterilisasi Gamma dengan perbandingan *powder* dan *liquid* 1:1 menjadi sampel yang memenuhi kriteria ASTM F451 yang diuji dengan *dough time* 2 menit 3 detik, *setting time* 6 menit 28 detik, dan *exothermic temperature* sebesar $89,7 \pm 9,3$ °C dan pada uji tekan, didapatkan hasil sebesar $103 \pm 7,8$ Mpa.
3. Pada pengamatan uji sterilisasi, ditemukan bahwa metode sterilisasi baik *E-beam* maupun Gamma dengan dosis 25 kGy pada *powder* PMMA tidak ditemukan adanya 30-300 koloni bakteri, sehingga material sudah terbebas dari mikroorganisme.

5.2 Saran

Berikut merupakan saran yang dapat diambil setelah melakukan penelitian kali ini, antara lain:

1. Pada penelitian selanjutnya dapat diteliti tentang monomer sisa yang terdapat pada *bone cement* untuk mengetahui pengaruhnya terhadap *setting time* dan kekuatan tekan.
2. Menggunakan metode *vacuum mixing* sehingga hasil pengadukan bone cement menjadi lebih baik.
3. Pengujian *exothermic temperature* dapat menggunakan *mold* yang dimodifikasi dan temperatur diukur dengan *k-type thermocouple*.
4. Karena nilai *exothermic temperature* diatas ketentuan ASTM F451 sebesar 2,8-13,6 maka perlu dilakukan analisa lebih lanjut terkait residu polimerisasi yang mungkin akan terjadi.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR PUSTAKA

- Abd El-Ghani, W. M. A. (2018). Cranioplasty with polymethyl methacrylate implant: solutions of pitfalls. *Egyptian Journal of Neurosurgery*, 33(1). <https://doi.org/10.1186/s41984-018-0002-y>
- Abdelwahed, M. S. K., Ahmed, M. S., Abdelwahed, A. S. K., & Aziz, M. M. (2023). Computer-guided cranioplasty using ultra-high molecular weight polyethylene patient-specific implants: a case series. *Egyptian Journal of Neurosurgery*, 38(1). <https://doi.org/10.1186/s41984-023-00239-4>
- Alkhaibary, A., Alharbi, A., Alnefaie, N., Aloraidi, A., & Khairy, S. (2020). Cranioplasty: A Comprehensive Review of the History, Materials, Surgical Aspects, and Complications. In *World Neurosurgery* (Vol. 139, pp. 445–452). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.04.211>
- Alkhaibary, A., Alharbi, A., Alnefaie, N., Oqalaa Almubarak, A., Aloraidi, A., & Khairy, S. (2020). Cranioplasty: A Comprehensive Review of the History, Materials, Surgical Aspects, and Complications. *World Neurosurgery*, 139, 445–452. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.04.211>
- Ariyanto, M. A., Zulfa, I., Hernugrahanto, K. D., Ferdiansyah, Trisanti, P. N., & Sumarno. (2021). Purification Process of Poly Methyl Methacrylate Products Made with Suspension Polymerization Techniques. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 1053(1), 012112. <https://doi.org/10.1088/1757-899x/1053/1/012112>
- Ayre, W. N. (2013). *Novel approaches to the development of PMMA bone cement*.
- Belkoff, S. M., Sanders, J. C., & Jasper, L. E. (2002). The effect of the monomer-to-powder ratio on the material properties of acrylic bone cement. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63(4), 396–399. <https://doi.org/10.1002/jbm.10258>
- Chen, C., Hsieh, S. C., Teng, N. C., Kao, C. K., Lee, S. Y., Lin, C. K., & Yang, J. C. (2014). Radiopacity and cytotoxicity of portland cement containing zirconia doped bismuth oxide radiopacifiers. *Journal of Endodontics*, 40(2), 251–254. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.07.006>
- da Silva Aquino, K. A., de Oliveira, D. L. S., da Silva Santos, R. F., & Araújo, E. S. (2023). Study of Commercial Additive Effects on the Poly(methyl methacrylate) Exposed to Gamma Irradiation by Viscosimetric Analysis. *Materials Research*, 26. <https://doi.org/10.1590/1980-5373-MR-2023-0382>
- Domańska, I. M., Oledzka, E., & Sobczak, M. (2020). Sterilization process of polyester based anticancer-drug delivery systems. *International Journal of Pharmaceutics*, 587, 119663. <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2020.119663>
- Faruq, O., Sarkar, K., & Lee, B. T. (2023). Physicochemical property and cytocompatibility of HyA-PEG loaded PMMA based bone cement. *Materials Chemistry and Physics*, 295. <https://doi.org/10.1016/j.matchemphys.2022.127142>
- Fernandes, K. R., Parisi, J. R., Magri, A. M. P., Kido, H. W., Gabbai-Armelin, P. R., Fortulan, C. A., Zanotto, E. D., Peitl, O., Granito, R. N., & Renno, A. C. M. (2019). Influence of the incorporation of marine spongin into a Biosilicate®: an in vitro study. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 30(6). <https://doi.org/10.1007/s10856-019-6266-2>
- Gaohua, L., Miao, X., & Dou, L. (2021). Crosstalk of physiological pH and chemical pKa under the umbrella of physiologically based pharmacokinetic modeling of drug absorption, distribution, metabolism, excretion, and toxicity. In *Expert Opinion on Drug Metabolism and Toxicology* (Vol. 17, Issue 9, pp. 1103–1124). Taylor and Francis Ltd. <https://doi.org/10.1080/17425255.2021.1951223>

- Geethamma, V. G., & Drupitha, M. P. (2024). Glass Transition Temperature of Polymers. *Resonance*, 29(10), 1401–1420. <https://doi.org/10.1007/s12045-024-1401-x>
- GEORGE SOCRATES. (2001). *Infrared and Raman Characteristic Group Frequencies: Tables and Charts* (3rd ed.).
- Graham, J., Pruitt, L., Ries, M., & Gundiah, N. (2000). Fracture and fatigue properties of acrylic bone cement: The effects of mixing method, sterilization treatment, and molecular weight. *Journal of Arthroplasty*, 15(8), 1028–1035. <https://doi.org/10.1054/arth.2000.8188>
- Ha, M., Lee, J. H., Choi, H. J., Kim, B. C., & Yu, S. (2022). Postoperative infection after cranioplasty in traumatic brain injury: a single center experience. *Journal of Trauma and Injury*, 35(4), 255–260. <https://doi.org/10.20408/jti.2022.0043>
- James G. Speight. (2011). *Handbook of Industrial Hydrocarbon Processes*. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/C2009-0-18464-7>
- J.K. Dunnick, Ph. D. , S. S., A.E. Brix, D. V. M. , Ph. D. , S. P. E. P. L. Inc., & J.B. Bishop, Ph. D. (2012). *NTP TECHNICAL REPORT ON THE TOXICOLOGY AND CARCINOGENESIS STUDIES OF N,N-DIMETHYL-P-TOLUIDINE (CAS NO. 99-97-8) IN F344/N RATS AND B6C3F1/N MICE (GAVAGE STUDIES)*. <http://ntp.niehs.nih.gov>
- Kruse, C. R., Singh, M., Targosinski, S., Sinha, I., Sørensen, J. A., Eriksson, E., & Nuutila, K. (2017). The effect of pH on cell viability, cell migration, cell proliferation, wound closure, and wound reepithelialization: In vitro and in vivo study. *Wound Repair and Regeneration*, 25(2), 260–269. <https://doi.org/10.1111/wrr.12526>
- Kühn, K.-D. (2000). *Bone Cements*. Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-59762-6>
- Lewis, G., & Mladi, S. (1998). Effect of sterilization method on properties of Palacos R acrylic bone cement. In *Biomaterials* (Vol. 19).
- Madfa, A. A., Al-Sanabani, F. A., Al-Qudami, N. H., Al-Sanabani, J. S., & Amran, A. G. (2014). Use of Zirconia in Dentistry: An Overview. *The Open Biomaterials Journal*, 5(1), 1–7. <https://doi.org/10.2174/1876502501405010001>
- Mahyudin, F., Roychan, M., Hernugrahanto, K. D., Wiratama, P. A., Sumarno, S., Airlangga, B., & Kurnisari, N. W. (2025). Comparing biocompatibility of imported and Indonesian-made PMMA (Polymethyl-Methacrylate) bone cement. *Journal of Medicinal and Pharmaceutical Chemistry Research*, 7(5), 786–796. <https://doi.org/10.48309/jmpcr.2025.465648.1317>
- Malisic, V., Gajic, V., Porobic, S., Pataric, A., Putic, S., & Vujcic, I. (2023). The effect of gamma irradiation on the synthesis, microbiological sterility, and improvement of properties of PMMA-Al₂O₃ composite used in dental prosthesis manufacturing. *Radiation Physics and Chemistry*, 207, 110846. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2023.110846>
- Md. Rezaur Rahman. (2021). *Advances in Sustainable Polymer Composites* (Md. Rezaur Rahman, Ed.). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/C2019-0-01748-7>
- Mendes, G. C., Brandão, T. R. S., & Silva, C. L. M. (2012). Ethylene oxide (EO) sterilization of healthcare products. In *Sterilisation of Biomaterials and Medical Devices* (pp. 71–96). Elsevier. <https://doi.org/10.1533/9780857096265.71>
- Mohammed, M. A., & Sadik Mahmood, W. (2021). *The Effects of Hydrogen Peroxide Solution on Various Properties of CAD/CAM based Polymethylmethacrylate (PMMA)* (Vol. 15, Issue 4).
- Montazerian, M., Gonçalves, G. V. S., Barreto, M. E. V., Lima, E. P. N., Cerqueira, G. R. C., Sousa, J. A., Malek Khachatourian, A., Souza, M. K. S., Silva, S. M. L., Fook, M. V. L., & Bains, F. (2022). Radiopaque Crystalline, Non-Crystalline and Nanostructured

- Bioceramics. In *Materials* (Vol. 15, Issue 21). MDPI. <https://doi.org/10.3390/ma15217477>
- MOSTAFA F. TANTAWY, M. D., H. M. M. D. (2023). Cranioplasty: Indications, Procedure, and Outcome. A Single Institution Experience of Short Term Outcome. *The Medical Journal of Cairo University*, 91(06), 507–510. <https://doi.org/10.21608/mjcu.2023.318249>
- Motherway, J. A., Verschuere, P., Van Der Perre, G., Vander Sloten, J., & Gilchrist, M. D. (2010). The mechanical properties of cranial bone. *IFMBE Proceedings*, 31 IFMBE, 776–779. https://doi.org/10.1007/978-3-642-14515-5_197
- Münker, T. J. A. G., van de Vijfeijken, S. E. C. M., Mulder, C. S., Vespasiano, V., Becking, A. G., Kleverlaan, C. J., Becking, A. G., Dubois, L., Karssemakers, L. H. E., Milstein, D. M. J., van de Vijfeijken, S. E. C. M., Depauw, P. R. A. M., Hoefnagels, F. W. A., Vandertop, W. P., Münker, T. J. A. G., Maal, T. J. J., Nout, E., Riool, M., & Zaat, S. A. J. (2018). Effects of sterilization on the mechanical properties of poly(methyl methacrylate) based personalized medical devices. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 81, 168–172. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.01.033>
- Nandiyanto, A. B. D., Oktiani, R., & Ragadhita, R. (2019a). How to read and interpret ftir spectroscopy of organic material. *Indonesian Journal of Science and Technology*, 4(1), 97–118. <https://doi.org/10.17509/ijost.v4i1.15806>
- Nandiyanto, A. B. D., Oktiani, R., & Ragadhita, R. (2019b). How to read and interpret ftir spectroscopy of organic material. *Indonesian Journal of Science and Technology*, 4(1), 97–118. <https://doi.org/10.17509/ijost.v4i1.15806>
- Nirayana, W., Wardhana, D. P. W., Koerniawan, H. S., & Maliawan, S. (2018). Kranioplasti untuk Kasus Cedera Kepala. *Cermin Dunia Kedokteran*, 45(8). <https://doi.org/10.55175/cdk.v45i8.635>
- Nussbaum, D. A., Gailloud, P., & Murphy, K. (2004). The Chemistry of Acrylic Bone Cements and Implications for Clinical Use in Image-guided Therapy. In *Journal of Vascular and Interventional Radiology* (Vol. 15, Issue 2 I, pp. 121–126). Lippincott Williams and Wilkins. <https://doi.org/10.1097/01.RVI.0000109394.74740.56>
- P. Krátký, D. Mañas, M. M. M. S., M. Ovsik, V. Senkerik, & J. Navratil. (2014). *Impact of irradiation dose on mechanical properties of PMMA*.
- Pascual, B., Vázquez, B., Gurrachaga, M., Goñi, I., Ginebra, M. P., Gil, F. J., Planell, J. A., Levenfeld, B., & Román, J. S. (1996). New aspects of the effect of size and size distribution on the setting parameters and mechanical properties of acrylic bone cements. *Biomaterials*, 17(5), 509–516. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(96\)82725-6](https://doi.org/10.1016/0142-9612(96)82725-6)
- Pasrija, R., & Kumari, D. (2025). Counting Colony Forming Units (CFU) to Estimate Viable Fungal Cells in a Sample. In *Protocols for Studying Pathogenic Fungi* (pp. 53–61). Springer Nature Singapore. https://doi.org/10.1007/978-981-96-7047-5_3
- Pratt, C. M., Barton, S., McGonigle, E., Kishi, M., & Foot, P. J. S. (2006). The effect of ionising radiation on poly(methyl methacrylate) used in intraocular lenses. *Polymer Degradation and Stability*, 91(10), 2315–2317. <https://doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2006.04.006>
- Raheem, D., & Majid, Z. (2020). *Polymethyl Methacrylate-Collagen-Magnesium Hydroxyapatite Bone Cement Preparation for Orthopedic Application*.
- Ramanathan, S., Lin, Y. C., Thirumurugan, S., Hu, C. C., Duann, Y. F., & Chung, R. J. (2024). Poly(methyl methacrylate) in Orthopedics: Strategies, Challenges, and Prospects in Bone Tissue Engineering. In *Polymers* (Vol. 16, Issue 3). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/polym16030367>

- Rutala, W. A., Boyce, J. M., & Weber, D. J. (2023). Disinfection, sterilization and antisepsis: An overview. In *American Journal of Infection Control* (Vol. 51, Issue 11, pp. A3–A12). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/j.ajic.2023.01.001>
- Samad, H. A., & Jaafar, M. (2009). Effect of polymethyl methacrylate (PMMA) powder to liquid monomer (P/L) ratio and powder molecular weight on the properties of PMMA cement. *Polymer - Plastics Technology and Engineering*, 48(5), 554–560. <https://doi.org/10.1080/03602550902824374>
- Santos, J. G. F., Pita, V. J. R. R., Melo, P. A., Nele, M., & Pinto, J. C. (2011). Production of bone cement composites: Effect of fillers, co-monomer and particles properties. *Brazilian Journal of Chemical Engineering*, 28(2), 229–241. <https://doi.org/10.1590/S0104-66322011000200007>
- Seyyed Hosseinzadeh, H. R., Emami, M., Lahiji, F., Sina, A., Masoudi, A., & Emami, S. (2013). The Acrylic Bone Cement in Arthroplasty. In *Arthroplasty - Update*. InTech. <https://doi.org/10.5772/53252>
- Sharifi, S., Islam, M. M., Sharifi, H., Islam, R., Huq, T. N., Nilsson, P. H., Mollnes, T. E., Tran, K. D., Patzer, C., Dohlman, C. H., Patra, H. K., Paschalis, E. I., Gonzalez-Andrades, M., & Chodosh, J. (2021). Electron Beam Sterilization of Poly(Methyl Methacrylate)—Physicochemical and Biological Aspects. *Macromolecular Bioscience*, 21(4). <https://doi.org/10.1002/mabi.202000379>
- Shearwood-Porter, N. (2013). *UNIVERSITY OF SOUTHAMPTON FACULTY OF ENGINEERING AND THE ENVIRONMENT BIOENGINEERING SCIENCES AND ENGINEERING MATERIALS RESEARCH GROUPS MICROMECHANICAL CHARACTERISATION OF FATIGUE FAILURE IN ACRYLIC BONE CEMENT*.
- Shyam, R., & Palaniappan, A. (2023). Effect of sterilization techniques on biomaterial inks' properties and 3D bioprinting parameters. In *Bioprinting* (Vol. 33). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.bprint.2023.e00294>
- Silindir, M., & Özer, A. Y. (2009). Sterilization Methods and the Comparison of E-Beam Sterilization with Gamma Radiation Sterilization. In *J. Pharm. Sci* (Vol. 34).
- Siracusa, V., Maimone, G., & Antonelli, V. (2021). State-of-art of standard and innovative materials used in cranioplasty. *Polymers*, 13(9). <https://doi.org/10.3390/polym13091452>
- Siswanto, W. A., & Hua, C. S. (2012). Strength analysis of human skull on high speed impact. In *International Review of Mechanical Engineering (I.R.E.M.E.)* (Vol. 6, Issue 7). <https://www.researchgate.net/publication/235623977>
- Slimani, M., Baus, A., Bich, C. S., de Rousiers, A., Duhoux, A., Brachet, M., Duhamel, P., & Bey, E. (2023). Methylmetacrylate (PMMA) cranioplasty technique: Technical interest of intraoperative modeling and review of the literature. *Annales de Chirurgie Plastique Esthétique*, 68(2), 99–105. <https://doi.org/10.1016/j.anplas.2022.09.002>
- Suarez, J. C. M., Mano, E. B., Da Costa Monteiro, E. E., & Tavares, M. I. B. (2002). Influence of γ -irradiation on poly(methyl methacrylate). *Journal of Applied Polymer Science*, 85(4), 886–895. <https://doi.org/10.1002/app.10706>
- Takechi, M., Miyamoto, Y., Momota, Y., Yuasa, T., Tatehara, S., Nagayama, M., & Ishikawa, K. (2002). *Effects of Various Sterilization Methods on the Setting and Mechanical Properties of Apatite Cement*.
- Tatara, A. M., Shah, S. R., Sotoudeh, M., Henslee, A. M., Wong, M. E., Ratcliffe, A., Kasper, F. K., & Mikos, A. G. (2015). Effects of Electron Beam Sterilization on Mechanical Properties of a Porous Polymethylmethacrylate Space Maintenance Device. *Journal of Medical Devices, Transactions of the ASME*, 9(2), 1–4. <https://doi.org/10.1115/1.4029707>
- The United States Pharmacopeial Convention. (2012). *USP 71 STERILITY TESTS*.

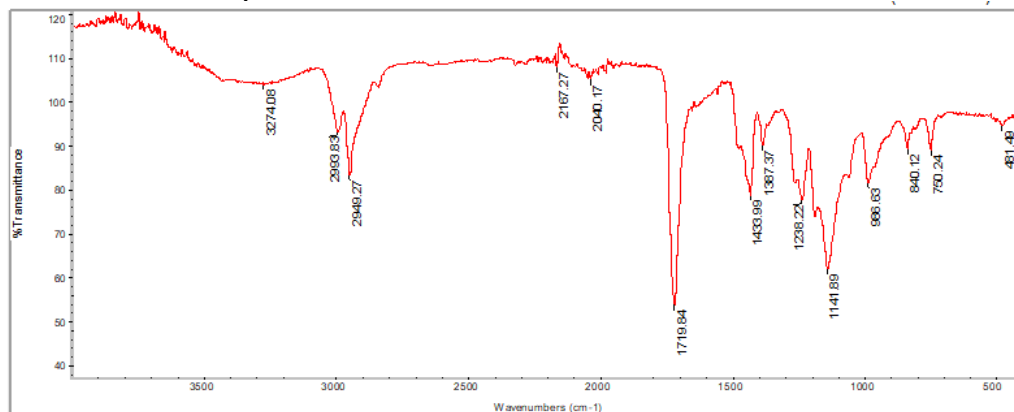
- Tiwari, P., Srivastava, A. K., Khattak, B. Q., Verma, S., Upadhyay, A., Sinha, A. K., Ganguli, T., Lodha, G. S., & Deb, S. K. (2014). Structural modification of poly (methyl methacrylate) due to electron irradiation. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 51(1), 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2014.01.017>
- Verma, N. K., Dubey, S., Singh, S., & Sourav, S. (2024). History, Classification and Application of Polymers: A Review. *Scholars Academic Journal of Pharmacy*, 13(06), 232–237. <https://doi.org/10.36347/sajp.2024.v13i06.005>
- Wangidjaja, O., & Wreksoatmodjo, B. R. (2022). Tinjauan atas Epilepsi Pasca-Trauma Kapitis. *Cermin Dunia Kedokteran*, 49(11), 610–615. <https://doi.org/10.55175/cdk.v49i11.314>
- Webb, J. C. J., & Spencer, R. F. (2007). The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. In *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B* (Vol. 89, Issue 7, pp. 851–857). <https://doi.org/10.1302/0301-620X.89B7.19148>
- Wei, Y., Baskaran, N., Wang, H. Y., Su, Y. C., Nabilla, S. C., & Chung, R. J. (2023). Study of polymethylmethacrylate/tricalcium silicate composite cement for orthopedic application. *Biomedical Journal*, 46(3). <https://doi.org/10.1016/j.bj.2022.05.005>
- Wicaksono, S. T., Rasyida, & Ardhyanta, H. (2017). Synthesis and Characterization of Acrylic-Based Photopolymer as a Candidate for Denture Base Material. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 202(1). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/202/1/012079>
- Yavuz, C., Oliaei, S. N. B., Cetin, B., & Yesil-Celiktas, O. (2016). Sterilization of PMMA microfluidic chips by various techniques and investigation of material characteristics. *Journal of Supercritical Fluids*, 107, 114–121. <https://doi.org/10.1016/j.supflu.2015.08.019>
- Yousif, E., El-Hiti, G. A., Haddad, R., & Balakit, A. A. (2015). Photochemical stability and photostabilizing efficiency of poly(methyl methacrylate) based on 2-(6-methoxynaphthalen-2-yl)propanoate metal ion complexes. *Polymers*, 7(6), 1005–1019. <https://doi.org/10.3390/polym7061005>
- Zafar, M. S. (2020a). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. In *Polymers* (Vol. 12, Issue 10, pp. 1–35). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/polym12102299>
- Zafar, M. S. (2020b). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. In *Polymers* (Vol. 12, Issue 10, pp. 1–35). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/polym12102299>

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

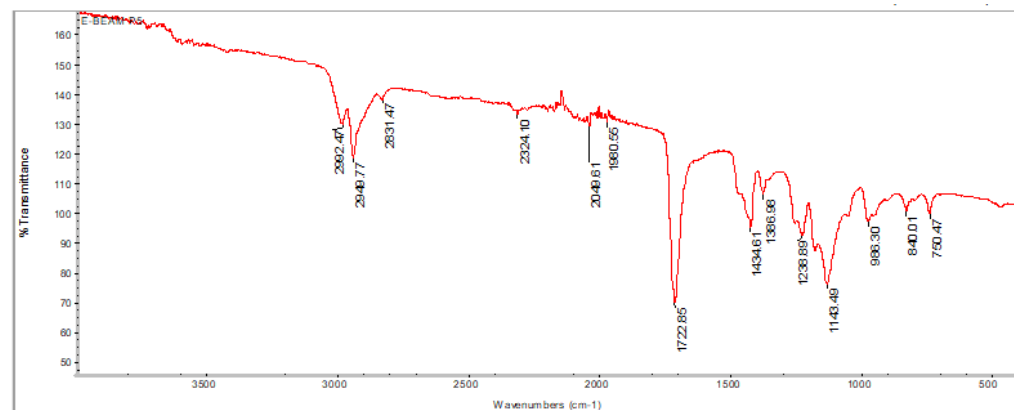
Lampiran

1. Lampiran I: Pengujian FTIR

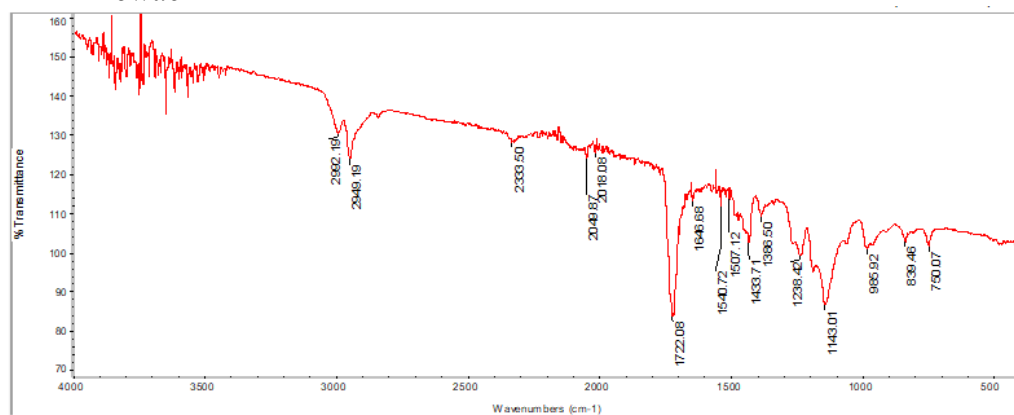
- *Powder tanpa sterilisasi*



- *Powder sterilisasi E-beam*

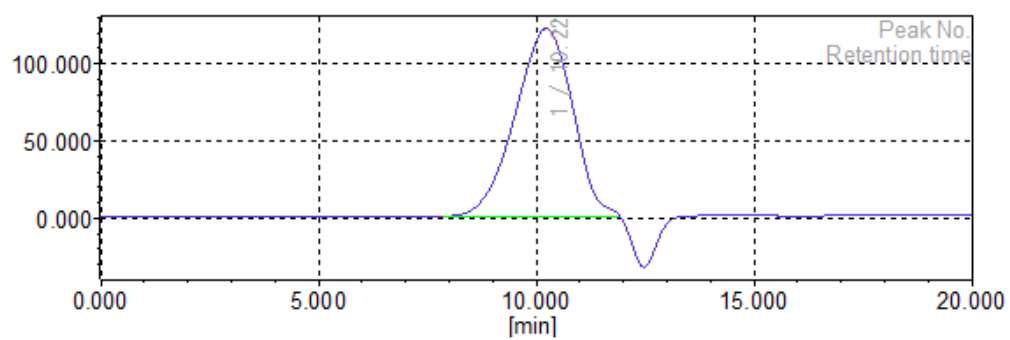


- *Powder sterilisasi Gamma*

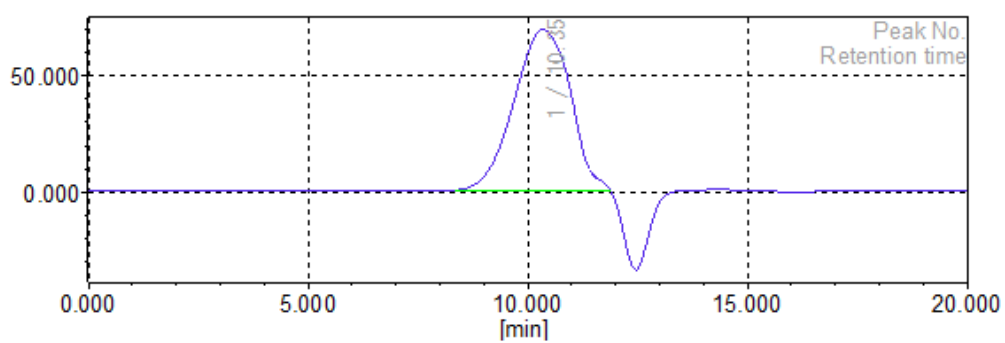


2. Lampiran II: Pengujian GPC

- *Powder sterilisasi E-beam*



- *Powder sterilisasi Gamma*



3. Lampiran III: *Dough Time* dan *Setting Time*

- *Powder Tanpa Sterilisasi*

No	Perbandingan rasio <i>powder</i> : <i>liquid</i>	<i>Dough Time</i> (s)	<i>Setting Time</i> (s)
1	1:1	81.2	235.1
2		91.6	268.9
3		84.4	260.8
4		89.8	252.4
5		87.4	270.9
1	1,5:1	42.8	209.8
2		51.9	198.5
3		46.8	174.3
4		36.2	198.8
5		35.1	235.3

- *Powder Sterilisasi E-beam*

No	Perbandingan rasio <i>powder</i> : <i>liquid</i>	<i>Dough Time</i> (s)	<i>Setting Time</i> (s)
1	1:1	107	327.7
2		89.6	289.7
3		124.9	325
4		146.4	292.2
5		135.1	322.5
1	1,5:1	85.7	236.7
2		58.3	205.3
3		73.3	236.1
4		65.4	213.1
5		76.6	205

- *Powder Sterilisasi Gamma*

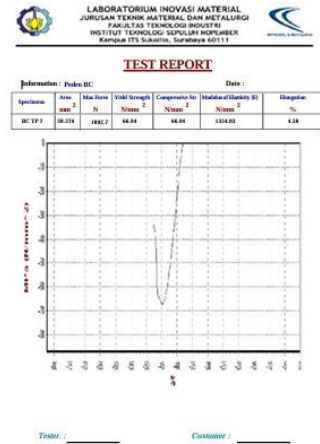
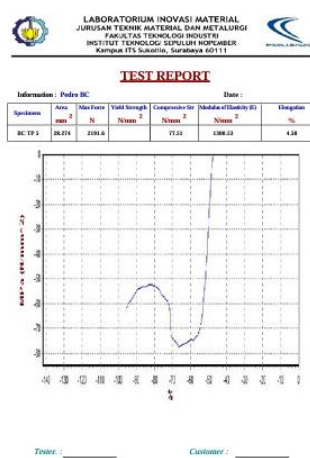
No	Perbandingan rasio <i>powder</i> : <i>liquid</i>	<i>Dough Time</i> (s)	<i>Setting Time</i> (s)
1	1:1	110.3	321.2
2		114.2	327.5
3		121.2	301.2
4		153.3	329.7
5		117.6	362.9
1	1,5:1	99.3	223.5
2		105	273.2
3		121.5	301.9
4		104.3	289.3
5		131.1	313.9

4. Lampiran IV: *Exothermic Temperature*

Perbandingan Rasio <i>Powder : Liquid</i>	Tanpa Sterilisasi (°C)	Sterilisasi <i>E-beam</i> (°C)	Sterilisasi Gamma (°C)
1:1	99.8	91.1	90.9
	98.6	94.4	93.9
	95.5	93	84.4
1,5:1	102.1	94.4	96.2
	103.9	94	91.6
	105	102.2	92.8

5. Lampiran V: Pengujian Tekan

- *Powder Tanpa Sterilisasi perbandingan 1:1*



- *Powder Tanpa Sterilisasi perbandingan 1,5:1*



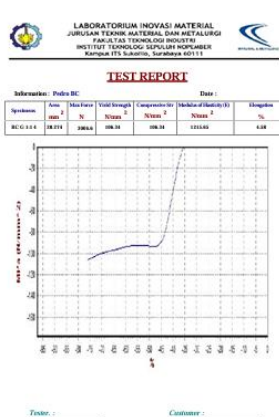
- *Powder Sterilisasi E-beam perbandingan 1:1*



- Powder Sterilisasi E-beam perbandingan 1,5:1



- Powder Sterilisasi Gamma perbandingan 1:1

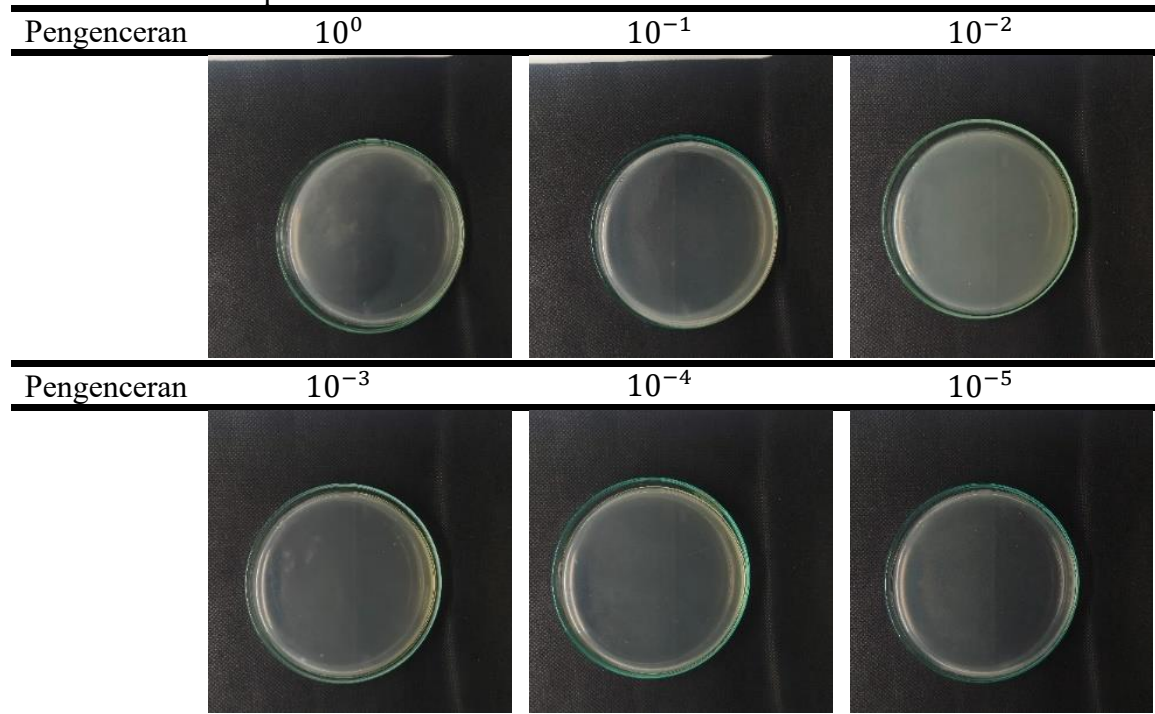


- Powder Sterilisasi Gamma perbandingan 1,5:1

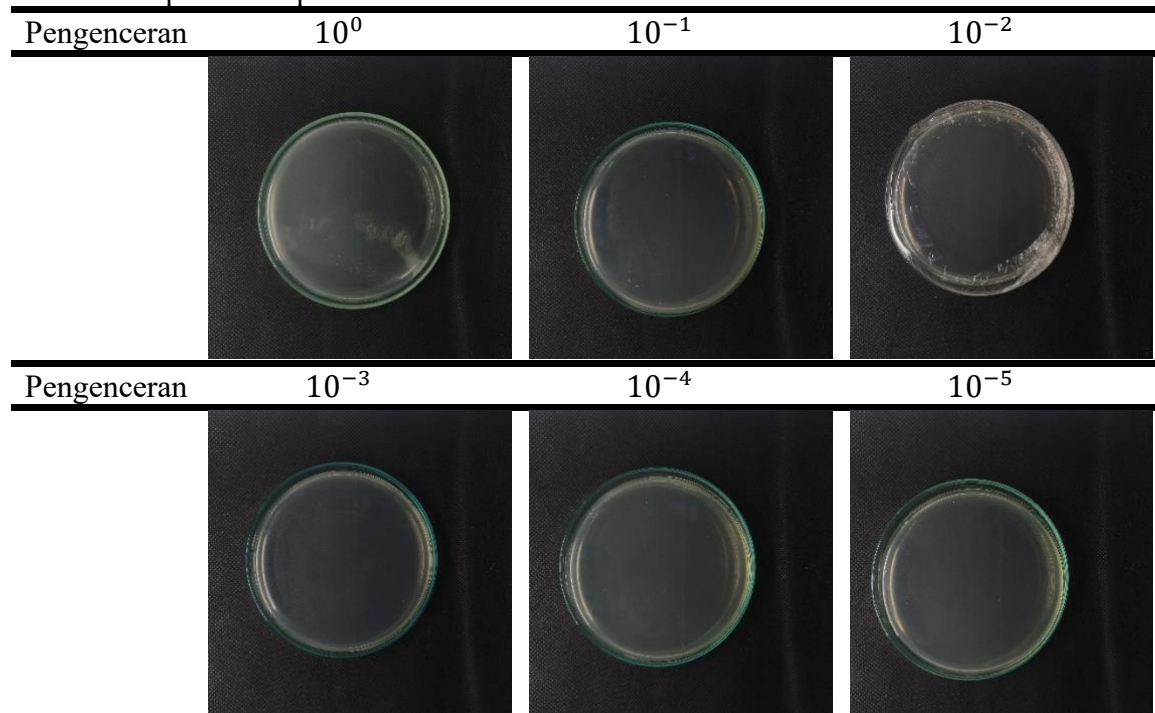


6. Lampiran VI: Pengujian Sterilisasi

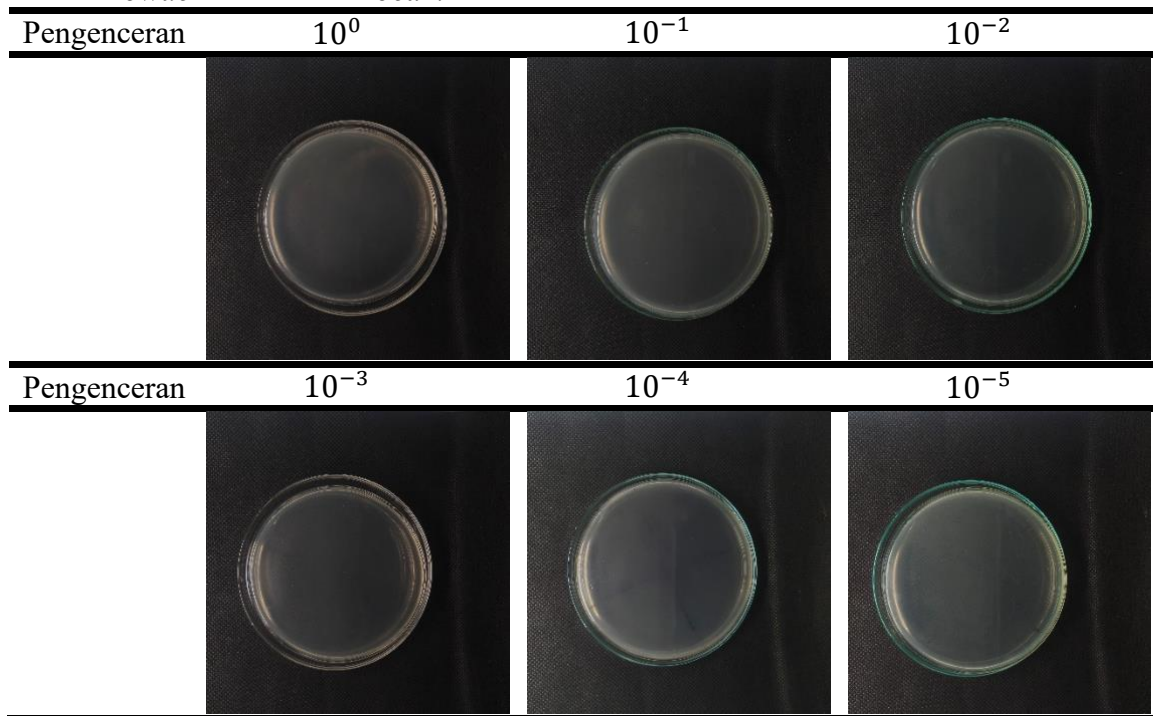
- *Powder* Tanpa Perlakuan



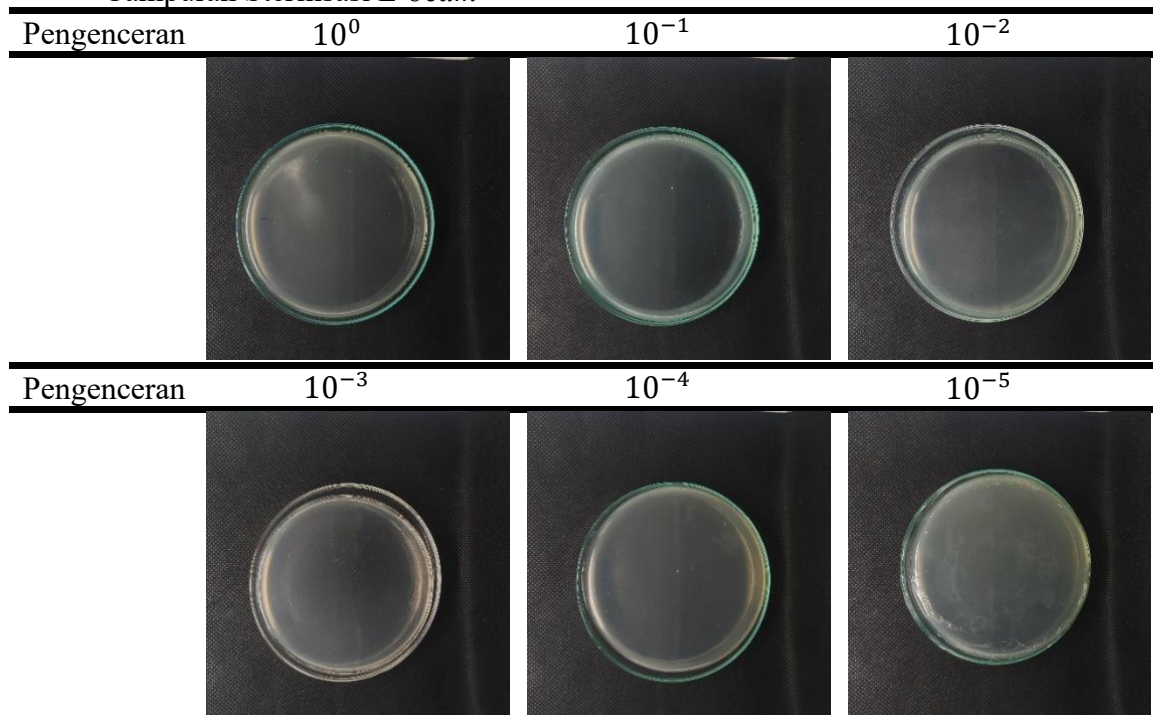
- *Campuran* Tanpa Perlakuan



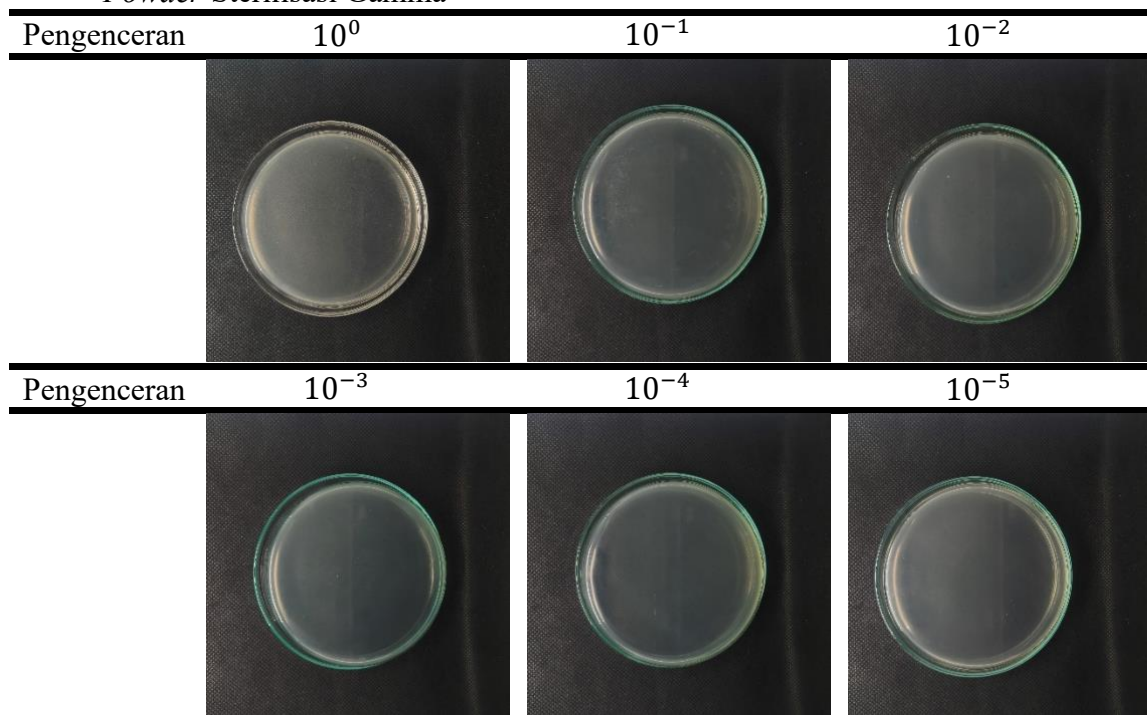
- *Powder Sterilisasi E-beam*



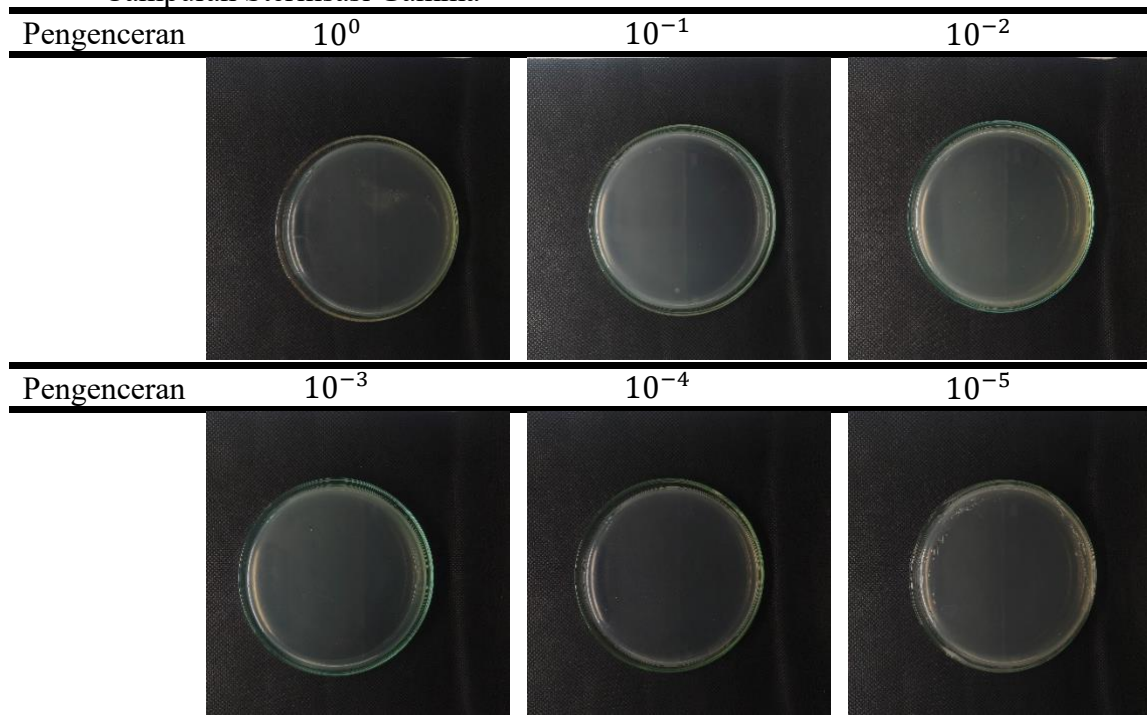
- *Campuran Sterilisasi E-beam*



- *Powder Sterilisasi Gamma*



- *Campuran Sterilisasi Gamma*



7. Lampiran VII: Pengujian Asiditas

- Hari Ke-0

Perbandingan Powder : Liquid	Tanpa Sterilisasi	<i>E-beam</i>	Gamma
1:1			
			
			
1,5:1			

• Hari Ke-3

Perbandingan Powder : Liquid	Tanpa Sterilisasi	<i>E-beam</i>	Gamma
1:1			
			

			
1,5:1			
			
			

- Hari Ke-7

Perbandingan Powder : Liquid	Tanpa Sterilisasi	<i>E-beam</i>	Gamma
1:1			
			
			
1,5:1			

- Hari Ke-14

Perbandingan Powder : Liquid	Tanpa Sterilisasi	<i>E-beam</i>	Gamma
1:1			
			

			
1,5:1			
			
			

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

UCAPAN TERIMA KASIH

Dalam pengerjaan laporan Tugas Akhir (TA) ini, penulis sangat menyadari bahwa tanpa bantuan, doa, dan dukungan dari berbagai pihak, laporan ini tidak dapat terselesaikan dengan baik. Oleh karena itu, penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih kepada pihak yang telah berjasa, diantaranya:

1. Tuhan YME yang senantiasa memberikan berkat, rahmat, karunia, dan pertolongan-Nya, serta selalu menjadi tempat penulis mengadu segala keluh, kesah, dan syukur selama penyusunan Tugas Akhir ini.
2. Dosen pembimbing penulis, Ibu Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc. dan Bapak Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T., M.Sc. atas bimbingan, saran, dan dukungan yang diberikan kepada penulis selama proses pembuatan tugas akhir.
3. Kedua orang tua dan oma yang senantiasa mendoakan dan memberikan dukungan secara moral, serta kepada adik-adik saya yang turut menyemangati dalam proses pengerjaan tugas akhir.
4. Moh Ubaidillah Raffly selaku partner Tugas Akhir Penulis karena memberikan semangat kerja dan berjuang bersama saat penelitian dan menjalankan Tugas Akhir dari sekian kendala yang ada dalam pengerjaannya.
5. Pak Basuki Rahmat dan Mbak Iis selaku tenaga pendidik, serta anggota Laboratorium Material Inovasi lainnya yang telah membantu pengerjaan secara teknis dan non-teknis dalam proses penelitian.
6. Rekan SD, SMP, SMA penulis yang menjadi tempat sambat dan memberi semangat selama mengerjakan Tugas Akhir.
7. Teman-teman fakultas penulis Rolan, Nando, Adhimas, Stella, dan Dea yang selalu menemani dan memberi masukan-masukan yang ada.
8. Mas Indra sebagai penutor selama pelaksanaan TA kali ini dan memberi masukan-masukan berharga.
9. Teman-teman matinov, Mba Syahrin, Mba Nabila, Ardi, Sesot, Zakri, Nabila, Sakinah, Aca yang membantu dan memberi semangat dalam hal teknis maupun non teknis.
10. Shoppe dan Tokopedia yang memberikan kemudahan dalam membeli barang dengan harga yang lebih murah.
11. Semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu persatu, yang secara langsung maupun tidak langsung telah membantu penulisan skripsi ini.

Surabaya, 22 Juli 2025
Penulis

Pedro Widya Bodhisatta Ariyanto

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BIODATA PENULIS



Penulis bernama Pedro Widya Bodhisatta Ariyanto, biasa dikenal sebagai Pedro. Lahir di Yogyakarta, 1 Januari 2003. Penulis menempuh pendidikan formal di SD Pius Purbalingga selama 6 tahun, SMP Negeri 1 Purbalingga selama 3 tahun, dan SMA Kolese Loyola Semarang selama 3 tahun. Setelah lulus SMA, penulis melanjutkan pendidikan S-1 di Departemen Teknik Material dan Metalurgi, Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem, Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Pada tahun 2024, penulis melaksanakan Kerja Praktik di PT PAL Indonesia dan ditempatkan di Divisi QA/QC Rekayasa Umum. Power dan ditempatkan di Divisi Teknisi Pemeliharaan Turbin. Penulis mengakhiri studi S1 dengan mengambil bidang Material Inovatif. Penulis dapat dihubungi melalui alamat surel

pedrowidya@gmail.com dan nomor telepon +6285210002635. Pelatihan yang pernah diikuti, antara lain Pelatihan Karya Tulis Ilmiah Tingkat Dasar (PKTI TD) BEM ITS, Latihan Keterampilan Manajemen Mahasiswa Pra Tingkat Dasar (LKMM Pra-TD) BEM FTIRS ITS, Latihan Keterampilan Mahasiswa Wirausaha (LKMW), dan *Basic Media Schooling* HMMT FTI ITS.