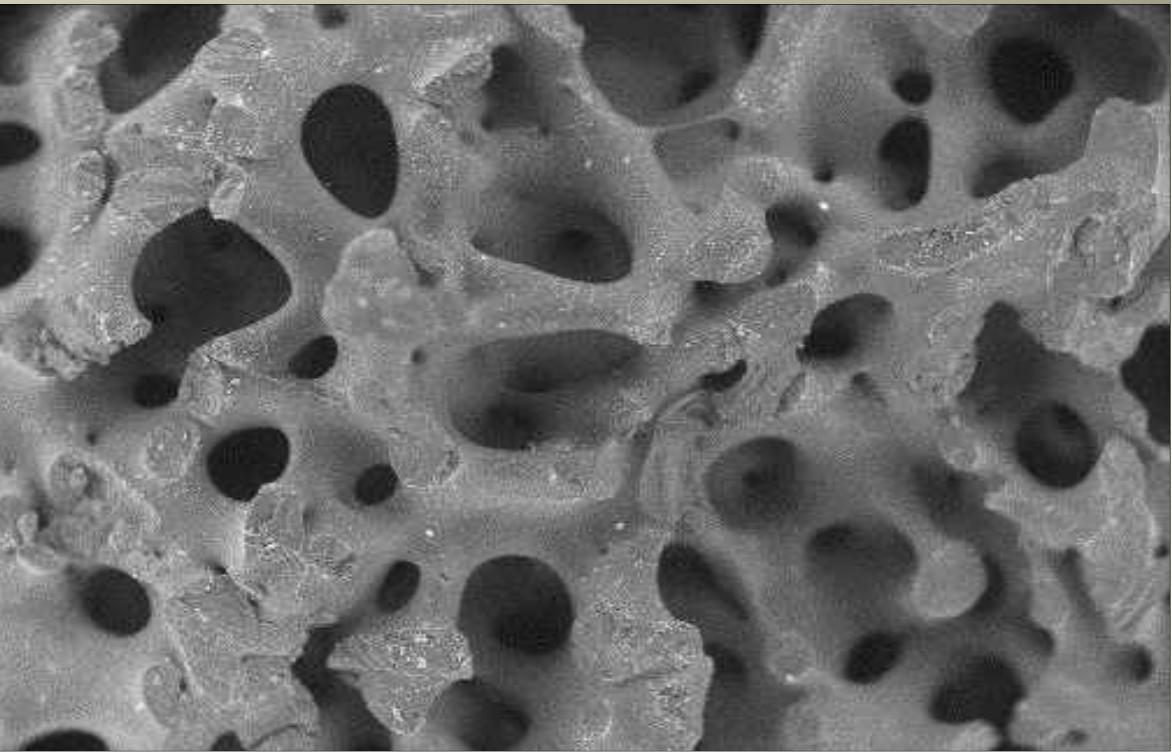
Ade Indra

MANUFAKTUR

Bone Scaffold PMMA



MANUFAKTUR BONE SCAFFOLD PMMA

Ade Indra

MANUFAKTUR BONE SCAFFOLD PMMA

ITP Press

Jl. Gajah Mada kandis Nanggalo Padang 25143

MANUFAKTUR BONE SCAFFOLD PMMA

Penulis:
Prof. Dr. Ade Indra, S.T., M.T.

ISBN:
……

Editor:
Aswir Premadi, S.T., M.Sc.

Penyunting bahasa:
Mastariyanto Perdana, S.T., M.Eng

Desain Sampul:
Hamdi Abdilah, M.Kom

Ukuran:
15.5 x 23 cm; ix + 64 hlm

Cetakan pertama:
……..

Penerbit:
ITP Press

Alamat:
Jl. Gajah Mada kandis Nanggalo Padang 25143

© Hak cipta dilindungi undang-undang.
Dilarang memperbanyak karya tulis ini dengan
suatu apapun tanpa ijin tertulis dari penerbit.

PRAKATA

Segala puji bagi Allah SWT, Tuhan Yang Maha Esa atas rahmat dan karunia-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan buku berjudul Manufaktur *Bone Scaffold PMMA*. Buku ini berisi tentang metode praktis pembuatan *bone scaffold* sebagai kandidat tulang tiruan berongga tinggi dengan kajian sifat fisik dan mekaniknya.

Penulis mengucapkan terimakasih kepada pihak-pihak yang telah membantu dan mendukung dalam penyelesaian buku ini, yaitu kepada: para mahasiswa yang tergabung dalam penelitian pembuatan *scaffold Poly(methyl methacrylate) (PMMA)*, rekan-rekan yang tergabung dalam *Ceramics and Biomaerial Research Group* Teknik Mesin Fakultas Teknik Institut Teknologi Padang. Ucapan terimakasih juga penulis sampaikan kepada Direktorat Riset Teknologi dan Pengabdian Kepada Masyarakat, Direktorat Jenderal Pendidikan Tinggi, Riset, dan Teknologi, Kementerian Pendidikan, Kebudayaan, Riset dan Teknologi, Indonesia, atas pendanaan Penelitian Terapan Unggulan Perguruan Tinggi tahun anggaran 2021-2023 dan semua pihak yang tidak bisa disebutkan satu per satu.

Penulis telah berusaha semaksimal mungkin dalam penyusunan buku ini. Namun penulis juga meyakini masih banyak kekurangan dan kelemahan. Oleh sebab itu, penulis tetap mengharapkan saran-saran untuk meyempurnakanya dikemudian hari.

Penulis

DAFTAR ISI

PRAKATA v

DAFTAR ISI vi

DAFTAR TABEL vii

DAFTAR GAMBAR viii

BAB I PENDAHULUAN 1

BAB II *BONE SCAFFOLD* 4

BAB III BIOMATERIAL *PMMA* 8

BAB IV MANUFAKTUR *SCAFFOLD PMMA* DENGAN METODE *GRANULES CASTING* (REDUKSI UKURAN *PMMA* DENGAN *HCM*) 12

4.1. Material dan Metode Pelaksanaan 13

4.2. Karakterisasi butiran *PMMA* 15

4.3. Porositas dan pori-pori (granules size analysis) 18

4.4. Porositas dan Pori-pori (sintering temperature analysis) .. 23

4.5. Compressive Strength (sintering temperature analysis) ... 27

4.6. Ikhtisar Hasil *Scaffold PMMA* (reduksi ukuran HCM) 30

BAB V MANUFAKTUR *SCAFFOLD PMMA* DENGAN METODE *GRANULES CASTING* (REDUKSI UKURAN *PMMA* DENGAN *CCM*) 31

5.1. Material dan Metode Pelaksanaan 32

5.2. Karakterisasi butiran *PMMA* 34

5.3. Struktur pori-pori dan porositas *scaffold PMMA* 38

5.4. Compressive Strength pada scaffold PMMA 48

5.5. Ikhtisar Hasil *Scaffold PMMA* (reduksi ukuran CCM) 53

DAFTAR PUSTAKA 54

TENTANG PENULIS 63

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1. Sifat fisik dan mekanik PMMA 10
Tabel 4.1. Porositas dan ukuran pori-pori scaffold PMMA.....21
Tabel 4.2. Porositas, ukuran pori-pori, dan compressive strength scaffold PMMA 24
Tabel 4.3. Perbandingan sifat fisik dan mekanik bone scaffold dari beberapa laporan study sebelumnya 29
Tabel 5.1. Lama pendinginan dan temperatur yang dihasilkan 35
Tabel 5.2. Ukuran pori dan persentase porositas scafold PMMA pada temperatur sintering yang berbeda 47
Tabel 5.3. Compressive strength scaffold PMMA dengan temperatur sintering yang berbeda 51
Tabel 5. 4. Perbandingan hasil dari beberapa study sebelumnya.....51

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Bentuk Jaringan Tulang Serta Sifat fisik dan mekanik 5
Gambar 3.1. Struktur PMMA 9
Gambar 4.1. Ilustrasi persiapan sampel dan pengujian.....15
Gambar 4.2. Foto DM, bentuk awal butiran PMMA 16
Gambar 4.3. Foto DM, butiran PMMA setelah proses reduksi ukuran 17
Gambar 4.4. Ilustrasi pembuatan scaffold PMMA dengan metode granules casting 18
Gambar 4.5. Pengaruh ukuran butiran PMMA terhadap persentase porositas scaffold PMMA (pada temperatur sintering 130°C).....20
Gambar 4.6. Foto SEM scaffold PMMA (sintering 130ºC).....21
Gambar 4.7. Distribusi ukuran pori-pori scaffold PMMA (sintering 130°C).....22
Gambar 4.8. Pengaruh temperatur sintering terhadap nilai persentase porositas pada scaffold PMMA (granules M80-100, wet process) 24
Gambar 4.9. Foto SEM sacffold PMMA (granules M80-100, wet process), masing-masing pada temperatur sintering. 26
Gambar 4.10. Distribusi ukuran pori-pori scaffold PMMA (granules M80-100, wet process), masing-masing pada temperatur sintering. 26
Gambar 4.11. Hasil pengujian fasa dengan XRD pada PMMA 27
Gambar 4.12. Pengaruh temperatur sintering terhadap nilai compressive strength scaffold PMMA (granules M80-100, wet process).....28
Gambar 4.13. Pengaruh temperatur sintering terhadap nilai compressive strength and porosity pada scaffold PMMA (granules M80-100, wet process).....29
Gambar 5.1. Ilustrasi persiapan sampel dan pengujian.....34
Gambar 5.2. Bentuk dan ukuran kondisi awal butiran PMMA.....35
Gambar 5.3. Butiran PMMA setelah proses reduksi ukuran 37

Gambar 5.4. Pengaruh temperatur CCm terhadap panjang butiran PMMA 37
Gambar 5.5. Macro image dari sampel scaffold PMMA (M 80-100, sintering temperature 140°C) 39
Gambar 5.6. Foto SEM scaffold PMMA (M 80-100) 41
Gambar 5.7. Distribusi ukuran pori-pori Scaffold PMMA (M 80-100) 42
Gambar 5.8. Foto SEM scaffold PMMA (M 100-140) 44
Gambar 5.9. Distribusi ukuran pori-pori Scaffold PMMA (M 100-140) 45
Gambar 5.10. Pengaruh temperature sintering terhadap porositas scaffold PMMA 46
Gambar 5.11. XRD of PMMA, (a) Initial PMMA granules, (b) PMMA scaffold after sintering 140°C 47
Gambar 5.12. Skema pengujian compressive strength 49
Gambar 5.13. Pengaruh temperatur sintering terhadap compressive strength scaffold PMMA..... 49
Gambar 5.14. Pengarush temperatur sintering terhadap compressive strength dan porositas scaffold PMMA 50

BAB I
PENDAHULUAN

Aplikasi untuk rekayasa jaringan merupakan gabungan dari banyak disiplin ilmu yang mencakup biologi, kimia, fisika, teknik khususnya ilmu material, medis, dan lainnya yang bertujuan untuk memperbaiki jaringan atau organ yang rusak (Y. S. Kim *et al*., 2019). Beberapa dekade terakhir penelitian bidang rekayasa jaringan telah berkembang, berbagai potensi rekayasa jaringan telah menawarkan untuk berbagai pengobatan.

Kerusakan jaringan tulang umumnya terjadi karena cedera akibat kecelakaan dan penyakit *degeneratif* seperti *osteoporosis*. Berdasarkan *global status report on road safety* yang dirilis *WHO*, sekitar 1,25 juta orang di dunia meninggal akibat kecelakaan setiap tahunnya (WHO, 2015). Selain itu berdasarkan data *International Osteoporosis Foundation*, osteoporosis menyebabkan 8,9 juta kasus tulang retak setiap tahunnya (Johnell & Kanis, 2006). Data di Indonesia menunjukkan bahwa insiden patah tulang cukup tinggi, yaitu sekitar delapan juta orang mengalami patah tulang dengan penyebab yang beragam, dimana 45% mengalami cacat secara fisik (Depkes RI, 2013). Seluruh data tersebut mengindikasikan bahwa setiap tahun kebutuhan akan substitusi tulang bertambah, baik yang disebabkan kecelakaan yang mengakibatkan patah tulang, maupun penyakit bawaan dan non-bawaan (Ficai *et al*., 2007).

Dengan semakin berkembangnya pengetahuan, dimana *bone graft* yang dikenal sebagai proses pencangkokan tulang digunakan untuk menstimulasi perbaikan dan proses regenerasi tulang. Saat ini sekitar 400.000 operasi *bone graft* telah dilakukan di Amerika dan Eropa, sehingga kebutuhan *bone graft* terus meningkat (Hamman, 2010). Akan tetapi, *bone graft* terbentur dengan ketersediaan yang terbatas dan adanya kemungkinan transfer penyakit (Amini *et al.*, 2012). Keterbatasan *bone graft* mendorong perkembangan akan *artificial bones* atau dengan bahasa umum adalah implan tulang, sebagai alternatif untuk perbaikan dan regenerasi jaringan tulang.

Studi tentang *artificial bones*, terutama yang memiliki porositas tinggi seperti *bone scaffold* telah dikembangkan dengan berbagai metode. Namun, *bone scaffold* yang dihasilkan masih dibatasi oleh persyaratan kinerja yang unik, yaitu kekuatan tinggi pada porositas yang juga tinggi. Idealnya, *bone scaffold* memiliki distribusi ukuran pori-pori 100-400 µm (Swain, 2009), persentase porositas pada rentang 60-90% (Roohani-Esfahani *et al*., 2016), dan kekuatan mekanik untuk *compressive strength* pada rentang 2-20 MPa (Mahammod *et al*., 2020). Untuk itu diperlukan desain *bone scaffold* yang akurat serta memiliki sifat yang sesuai dengan tulang asli. Beberapa metode telah dikembangkan untuk membuat *bone scaffold*, seperti metode *space holder* (Eilbagi *et al*., 2016; Motealleh *et al*., 2019), metode *3D printing* (Oladapo *et al*., 2019; Torres Arango *et al*., 2020), metode *foaming* (Santos-Rosales *et al*., 2020), metode *freeze-drying* (X. Li & Feng, 2005), dan metode *emulsification* (Bohner *et al*., 2005). Namun, masih banyak kendala

dalam mencapai *compressive strength* dan porositas yang diinginkan secara bersamaan. Dengan demikian, metode inovatif untuk pengembangan pembuatan *bone scaffold* yang memenuhi persyaratan kinerja optimal sangat dibutuhkan.

Salah satu biopolymer yang cukup berpotensi untuk pembuatan *bone scaffold* adalah *Poly(methyl methacrylate) (PMMA)* dengan rumus kimia $(\underline{C}_5\underline{O}_2\underline{H}_8)_n$. *PMMA* berbentuk transparan, tidak berwarna, dan merupakan polimer amorf yang termasuk dalam golongan polimer akrilat. *PMMA* memiliki sifat-sifat antara lain: densitas 1.18 g/cm^3, *melting temperature* 140-170 ^{o}C, memiliki sifat biokompatibilitas yang sangat baik, memiliki *Modulus Young* yang tinggi, dan tidak terpengaruh oleh larutan kimia (Saxena & Shukla, 2021). *PMMA* juja merupakan salah satu pilihan utama biopolimer, karena mempunyai sifat-sifat antara lain: memiliki sifat mekanik yang cukup baik, memiliki stabilitas termal yang baik, memiliki biokompatibilitas yang baik, dan tidak beracun. Dalam aplikasi bidang biomedis, *PMMA* telah digunakan untuk aplikasi rekayasa jaringan tulang seperti untuk pengganti tulang pinggul dan lutut. Sifat menarik lainnya bahwa *PMMA* termasuk polimer biodegradable rendah dan dapat memberikan dukungan permanen dan bahkan selama masa hidup pasien (Vedhanayagam *et al*., 2020). Dengan uraian sifat-sifat unggulnya seperti yang disebutkan di atas, *PMMA* merupakan salah satu biopolimer yang sangat berpotensi digunakan sebagai bahan pembuat implant tulang khususnya untuk produk *bone scaffold.*

BAB II
BONE SCAFFOLD

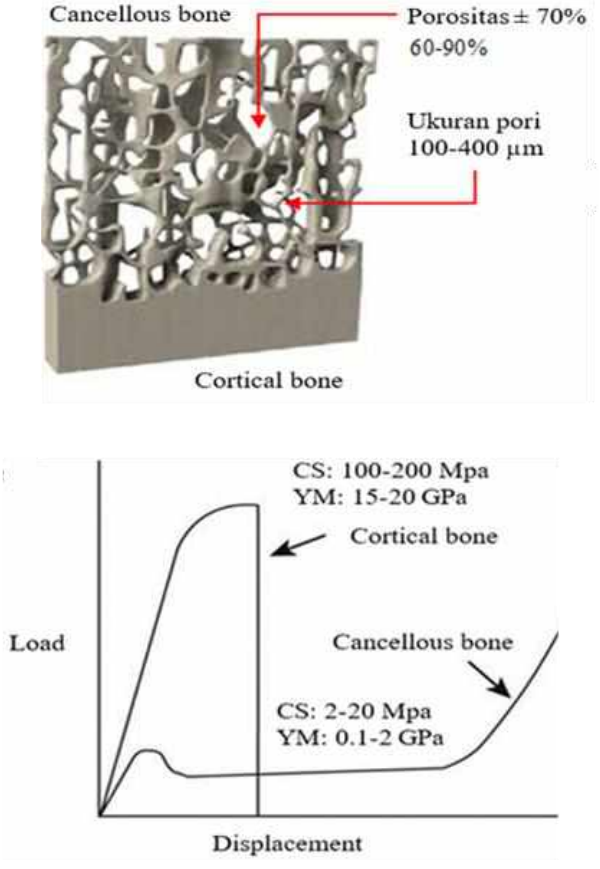
Tulang adalah jaringan yang komplek di dalam tubuh yang berfungsi sebagai penyangga stuktur dan melindungi organ tubuh. Karena itu, jika terjadi kerusakan pada jaringan tulang maka dapat mengakibatkan menurunnya kualitas hidup. Untuk mengatasi hal tersebut, berbagai upaya dilakukan yaitu seperti operasi *bone graft* dan penggunaan material implan dari biomaterial logam, keramik dan polimer.

Perkembangan penelitian yang menarik dipelajari saat ini adalah regenerasi atau penumbuhan kembali jaringan yang sakit atau rusak. *Bone filler* dalam hal ini *bone scaffold* banyak digunakan dalam rekonstruksi tulang akibat kecelakaan dan penyakit lainnya. Rongga tulang yang rusak diisi dengan *bone scaffold,* sehingga memungkinkan tumbuhnya sel tulang baru di dalam pori-pori yang saling berhubungan (Phillips and Williams, 2005).

Untuk mendorong pertumbuhan sel tulang di dalam *bone scaffold* sangat diperlukan kontrol karakteristik fisik porositas (Descamps, Richart, Hardouin, Hornez, & Leriche, 2008). Parameter penting untuk *bone scaffold* antara lain jumlah porositas dan ukuran pori-pori. Saat ukuran pori-pori melebihi 100 μm, sel tulang akan tumbuh di dalam pori-pori yang saling berhubungan (Ratner. B. D., *et al.*, 2004). *Bone scaffold* membutuhkan 60-90% porositas (Keaveny, 2004; Roohani-Esfahani et al., 2016) dengan

ukuran pori-pori 100-400 μm yang berfungsi sebagai tempat tumbuhnya sel tulang (Swain, 2009).

Bone scaffold sebagai material implant untuk tulang *cancellous bone* dengan 60-90% porositas dan ukuran pori-pori hingga 400 μm yang saling berhubungan, sangat memungkinkan bermigrasinya sel-sel sepanjang pori-pori (Fierz., *et al*., 2008). Sealin itu *bone scaffold* juga membutuhkan nilai *compressive strength* 2-20 MPa seperti yang diilustrasikan pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1. Bentuk Jaringan Tulang Serta Sifat fisik dan mekanik

Sebagai komponen rekayasa jaringan, *scaffold* memiliki peran penting karena dapat memberikan penunjangn mekanis, sebagai penyalur molekul biokimia untuk mendukung deferensiasi dan proliferasi sel, serta dapat digunakan sebagai system pelepasan obat dan faktor pertumbuhan. Perkembangan *scaffold* saat ini berfokus pada metode manufaktur dengan memanfaatkan biomaterial untuk memenuhi peran dan syarat sifat dari *scaffold* itu sendiri (Yusuf & Diputra, 2024).

Sebuah *Scaffold* harus bersifat tidak beracun dan biokompatibel karena *scaffold* harus bersifat menyediakan adhesi sel, vaskularisasi, dan dapat mendukung pembentukan matrik baru. Sacaffold tidak boleh menimbulkan gejala sampingan yang memicu toksisitas (Yusuf & Diputra, 2024).

Bioaktifitas merupakan salah satu sifat yang penting untuk sbuah scaffold . Sacffold yang bioaktif dapat memiiliki kemampuan untuk berinteraksi dengan sel. Tujuan dari scafffolad yang bersifat bioaktif dapat menimbulkan migrasi sel.

Interkonektifitas antara pori-pori pada *scaffold* adalah faktor yang sangat penting. Walaupun *scaffold* yang dihasilkan telah memiliki pori-pori yang sesuai dengan ukuran yang dipersyaratkan, namun jika pori-pori tidak saling berhubungan satu dengan yang lainnya, maka pori-pori tersebut tidak berguna sama sekali pada sebuah *scaffold*. *Scaffold* yang optimal untuk rekayasa jaringan adalah yang memiliki 100% volume pori yang saling berhubungan

sehingga memaksimalkan difusi dan pertukaran nutrisi (misalnya oksigen) keseluruh volume pori *scaffold.*

Dalam kondisi ideal sebuah *scaffold* harus memiliki sifat mekanis yang sesuai dengan jaringan dan dapat mempertahankan kekuatan struktur *scaffold* selama proses regenerasi sampai jaringan baru terbentuk. Untuk itu menciptakan *scaffold* dengan kekuatan yang memenuhi persyaratan seperti yang diuraikan sebelumnya sangatlah penting. Sehingga perkembangan studi dalam proses manufaktur *scaffold* sangat menarik untuk dipelajari lebih lanjut dengan mengembangkan metode-metode praktis dengan biaya prosuksi yang lebih murah.

Selama beberapa dekade terakhir, biomaterial, baik dari bahan alami maupun bahan sintetis, telah banyak digunakan dalam pengambangan pembuatan *scaffold.* Setiap material memiliki kapabilitas dan keterbatasannya masing-masing maka mengkompositkan beberapa material dapat mengatasi keterbatasn tersebut. Bahan alami sering kali menunjukkan aktivitas biologis yang baik, namun memiliki sifat kekanis (kekuatan) yang buruk dan laju degradasi yang tidak terkendali. Sebaliknya, polimer sintetik menujukkan kekuatan mekanik yang baik, namun kurang memiliki pengaruh yang baik terhadap aktifitas sel (Yusuf & Diputra, 2024)

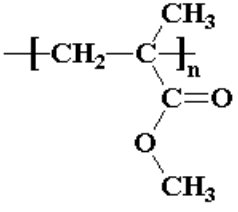
BAB III
BIOMATERIAL *PMMA*

Biomaterial secara definisi diartikan sebagai material yang bertujuan untk berinteraksi dengan sistem biologis untuk mengganti jaringan, organ, atau fungsi tubuh. Biomaterial tidak hanya berinteraksi dengan tubuh, tetapi juga berpengaruh terhadap proses biologis untuk tujuan regenerasi jaringan (Yusuf & Diputra, 2024). Biomaterial terdiri dari logam, polimer, biokeramik, dan biokomposit.

Perkembangan penelitian biomaterial telah mengalami kemajuan yang sangat cepat selama beberapa dekade terakhir. Biomaterial generasi pertama muncul pada tahun 1960-an. Pada periode ini para peneliti menitik beratkan pada fungsi biomaterial sebagai pengganti jaringan dengan toksisitas serendah mungkin. Pada generas ini biomaterial dikenal sebagai bioinert, diamana materialnya tidak dapat bereaksi dengan jaringan inang pada antarmuka keduanya. Biomaterial generasi pertama ini meliputi: keramik (alumina dan zirkonia), logam (titanium dan tantalum), dan polimer sintetis (PMMA dan PEEK). Biomaterial generasi kedua telah dikembangkan beberapa dekade berikutnya, yang nemiliki sifat bioaktif yang memungkinkan material membentuk ikatan ıntarmuka dengan jaringan. Biomaterial generasi kedua adalah polimer sintetis dan alami (kolagen), kalsium fosfat, kalsium karbonat, kalsium sulfat, dan kaca bioaktif. Biomaterial generasi ketiga dirancang

untuk merangsang respons biologis spesifik dengan penambahan faktor substansi instruktif, Beberapa faktor tersebut meliputi faktor pertumbuhan biologis dan rangsangan eksternal.

PMMA adalah polimer sintetis dari metil monomer metakrilat seperti yang diilustrasikan pada Gambar 3.1. *PMMA* ditemukan pada awal tahun 1930 oleh ilmuwan Inggris yang bernama Rowland Hill dan John Crawford, diikuti oleh penerapan pertamanya oleh seorang ilmuwan Jerman Otto Rohm pada tahun 1934. *PMMA* adalah material termoplastik optik yang transparan, dan banyak digunakan sebagai pengganti kaca anorganik, karena memiliki kekuatan *impact* yang tinggi, ringan, dan tahan pecah (Ali *et al*., 2015).



Gambar 3.1. Struktur PMMA

PMMA adalah polimer yang dapat digunakan untuk aplikasi optik, aktuasi pneumatik, sensor, pemisahan analitik, perangkat konduktif, elektrolit polimer, dan viskositas polimer. Selain itu *PMMA* juga telah digunakan di bidang aplikasi biomedis, karena kompabilitas dengan tubuh manusia, tidak beracun, minim reaksi peradangan dengan jaringan, dan biaya lebih murah (Shah et al., 2006). Sifat fisik dan mekanik *PMMA* dapat dilihat pada Tabel 3.1

Tabel 3.1. Sifat fisik dan mekanik PMMA (Shah et al., 2006)

Sifat	
Warna	*Courless*
Densitas (g/cm^3)	1.18
Titik cair (^{o}C)	220-240
Kekerasan permukaan (Rockwell)	M92, M90-M100
Temperatur transisi *Glass*. (T_g)	110 to 120
Ekspansi Termal Linier (x10^{-5} mm/mm.k)	6.3
Koofisien Ekspansi Termal 20°C (x10^{-4}K^{-1})	1.8
Koofisien Ekspansi Termal 40°C (x10^{-4}K^{-1})	2.2
Kompatibilitas Isotermal pada 20°C (x10^{-5}bar^{-1})	2.7
Kompatibilitas Isotermal pada 40°C (x10^{-5}bar^{-1})	2.9
Penyusutan cetak (%)	0.3-0.6
Penyerapan air (%)	0.3
Indeks Oksigen (%)	19, 17.19
Konduktifitas termal pada 20°C (kW/mK)	0.12, 0.17
Kekuatan tarik (MPa)	72
Modulus tarik (GPa)	3.10
Perpanjangan pada saat putus (%)	5

Itokawa *et al.*, (2007) telah membuktikan dalam penelitiannya untuk membuat komposit *HA/PMMA*, dimana komposit berhasil digunakan sebagai bahan implan. Mereka melakukan pengujian *in-vivo* terhadap *HA/PMMA* dengan menanamkan di tengkorak *beagles* untuk memverifikasi osteokonduktivitas dan biokompatibilitas.

Spesimen diperiksa menggunakan mikroskop optik dan *mikro-computed tomography*, hasil menunjukkan bahwa pencampuran *HA* dan *PMMA* tidak mengganggu osteokonduktivitas dari *HA.*

BAB IV

MANUFAKTUR *SCAFFOLD PMMA* DENGAN METODE *GRANULES CASTING* (REDUKSI UKURAN *PMMA* DENGAN *HCM*)

Scaffold *Polymethyl methacrylate (PMMA)* dibuat menggunakan metode *granules casting* dengan membandingkan *wet process* dan *dry process*. Kebaruan dari study ini adalah mengembangkan cara praktis pada pembuatan *scaffold PMMA* yang disebut *granules casting*. *Wet process, dry process, granules size (mesh),* dan temperatur sintering menjadi variable yang dipertimbangkan pada pembuatan *scaffold PMMA*. Tahap pertama: PMMA komersil berbentuk silider padat direduksi ukuranya menggunakan metode *hot cutting method (HCm)* dengan berbagai variasi temperatur. Hasil reduksi *PMMA granules* dilakukan proses *sieving* dengan berbagai ukuran *mesh* yaitu M40-50, M50-60, M60-70, M70-80, and M80-100. *PMMA granules* dilakukan proses *granules casting* pada cetakan aluminium dengan *wet process* dan *dry process*. Proses sintering dilakukan pada temperatur 130 ^{o}C, *heating rate* 5 ^{o}C/min, dan *holding time* 60 menit. Selanjutnya dilakukan uji *porosity*, pengamatan struktur mikro dengan SEM, dan Analisa distribusi ukuran pori-pori dengan *software ImageJ*. Hasil terbaik berdasarkan ukuran mesh, *wet process*, dan *dry process* menjadi rekomendasi pada tahap berikutnya. Tahap kedua: *scaffold PMMA* dibuat berdasarkan rekomendasi sebelumnya, yaitu menggunakan *granules PMMA* M80-100 dengan *wet process*.

Temperatur sintering menjadi variable penentu untuk menhasilkan sifat fisik dan mekanik dari *scaffold* PMMA.

4.1. Material dan Metode Pelaksanaan

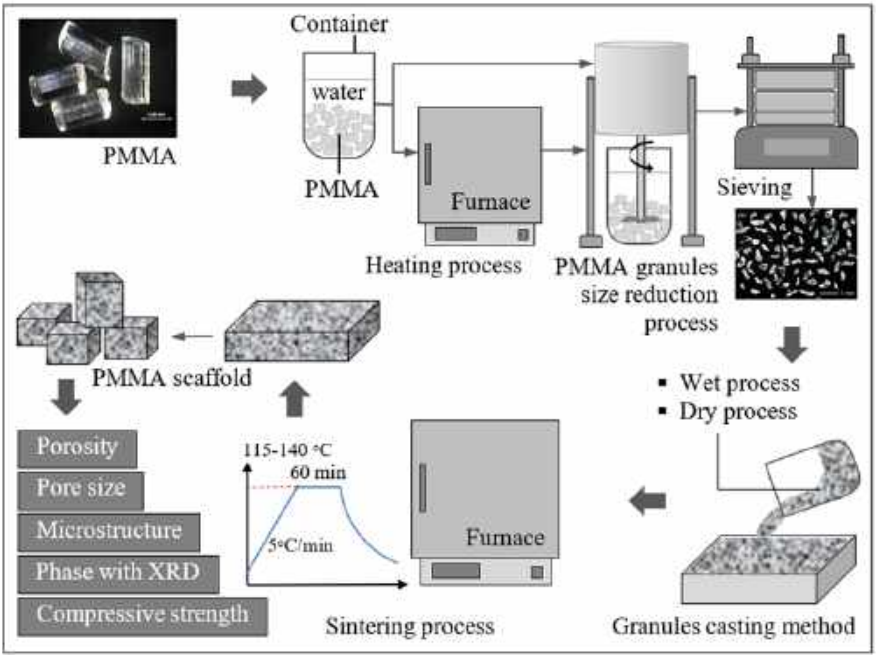
Biopolimer yang digunakan adalah *polymethyl methacrylate (PMMA)* komersil berbentuk silindris padat dengan ukuran awal rata-rata diameter 2.4 mm dan panjang 5.0 mm. Air murni digunakan untuk semua proses pembuatan *scaffold* dan beberapa pengujian.

Bentuk butiran awal *PMMA* diamati dengan menggunakan digital mikroskop *(DM - CMOS Controller 2MP AMCAP, China).* Fasa *PMMA* sebelum dan setelah sintering dikarakterisasi menggunakan *X-ray diffraction (XRD - PANalytical, Type PW3040/60, Netherlands).*

PMMA dengan bentuk awal silinder padat dengan ukuran diameter 2.4 mm dan panjang 5.0 mm, direduksi ukurannya dengan metode *HCm*. Proses reduksi ukuran butir *PMMA* ditambahkan air murni sebagai media pelumas saat pemotongan (Indra A., *et al* 2021). Proses *HCm* dilakukan dengan variasi temperatur antara lain: tanpa dipanaskan, 40 ^{o}C, 80 ^{o}C, 120 ^{o}C, 160 ^{o}C, dan 200 ^{o}C. Setelah reduksi ukuran *granules PMMA*, dilakukan proses sieving dengan mesh antara lain: M40-50, M50-60, M60-70, M70-80, dan M80-100 (arti kode, contoh M40-50, *granules PMMA* lolos mesh 40 dan tertahan pada mesh 50). Bentuk *granules PMMA* setelah proses *sieving* diamati dengan *DM,* kemudian dianalisa dan dipilih sesuai dengan kebutuhan untuk pembuatan *scaffold.*

Pembuatan *scaffold PMMA* dilakukan dalam dua tahap. Tahap pertama: menyiapkan *granules PMMA* yang telah di *sieving* M40-50, M50-60, M60-70, M70-80, dan M80-100. *Granules PMMA* (dengan variasi ukuran mesh) masing-masing dilakuakan *granules casting* ke dalam cetakan Aluminium berbentuk kotak dengan ukuran 40x40x10 mm. *Granules casting* dilakukan dengan dua cara yaitu, butiran *PMMA* yang ditambahkan air murni dengan rasio 1:1% berat *(wet process)* dan butiran *PMMA* tanpa ditambahkan air *(dry process)*. Proses selanjutnya adalah *sintering*, yaitu proses pemanasan yang bertujuan untuk menghasilkan ikatan antara butiran *PMMA* sehingga menjadi *scaffold PMMA*. *Sintering* dilakuakan pada temparatur 130 ^{o}C, *heating rate* 5 ^{o}C/menit, *holding time* 60 menit, dan proses pendinginan dilakuakan dalam *furnace.* Selanjtnya *Scaffold PMMA* dengan ukuran 40x40x10 mm dipotong-potong berbentuk kubus dengan ukuran 10x10x10 mm. *Scaffold PMMA* yang dihasilkan pada tahap pertama ini dilakukan pengujian *porosity*, pengamatan struktur mikro dengan *scanning electron microscopy (SEM-Hitachi Horiba S-3400N Japan)*, dan mengukur *pore size* distribution dengan *software ImageJ*. Dari hasil pengujian tersebut di atas akan ditentukan ukuran *mesh* dan motode *granules casting (wet process or dry process)* yang terbaik berdasarkan hasil uji yang sesuai dengan sifat dari sebuah *scaffold.* Ukuran butiran *PMMA (mesh)* dan metode *granules casting* yang terbaik akan menjadi acuan untuk pembauatan *scaffold* tahap berikutnya. Pembuatan *scaffold PMMA* tahap kedua dengan menfariasikan temperatur *sintering* dari 115-140 ^{o}C. *Scaffold PMMA* yang dibuat

pada tahap kedua dilakukan uji *porosity*, pengamatan struktur mikro dengan *SEM*, mengukur *pore size distribution* dengan *software ImageJ*, pengujian *XRD*, dan pengujian *compressive strength* dengan *universal testing machine (UTM-Shimadzu*, menggunakan *load cell MC-pushton* dan indikator meter Mypin, ketelitian 0.01 kg). Untuk semua permukaan sampel yang menerima beban saat uji *compressive strength* dipoles dengan amplas grid 5000. Ilustrasi pembuatan sampel *scaffold PMMA* dan proses pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.1.

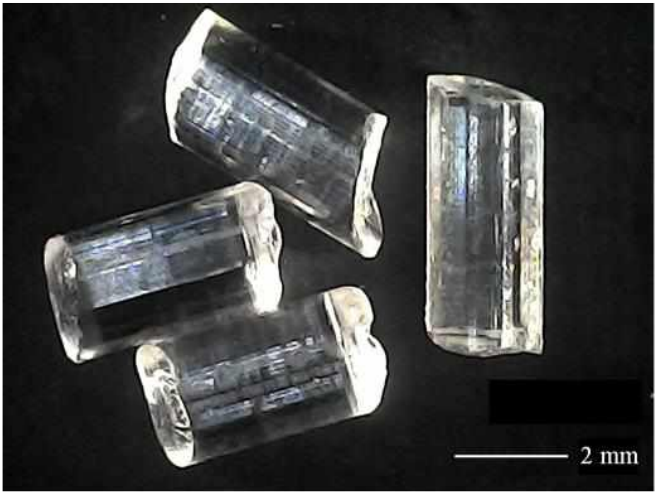


Gambar 4.1. Ilustrasi persiapan sampel dan pengujian

4.2. Karakterisasi butiran *PMMA*

Gambar 4.2 adalah *DM image* dari *granules* awal *PMMA* yang berbentuk silider padat, dari pengukuran dengan *software ImageJ*

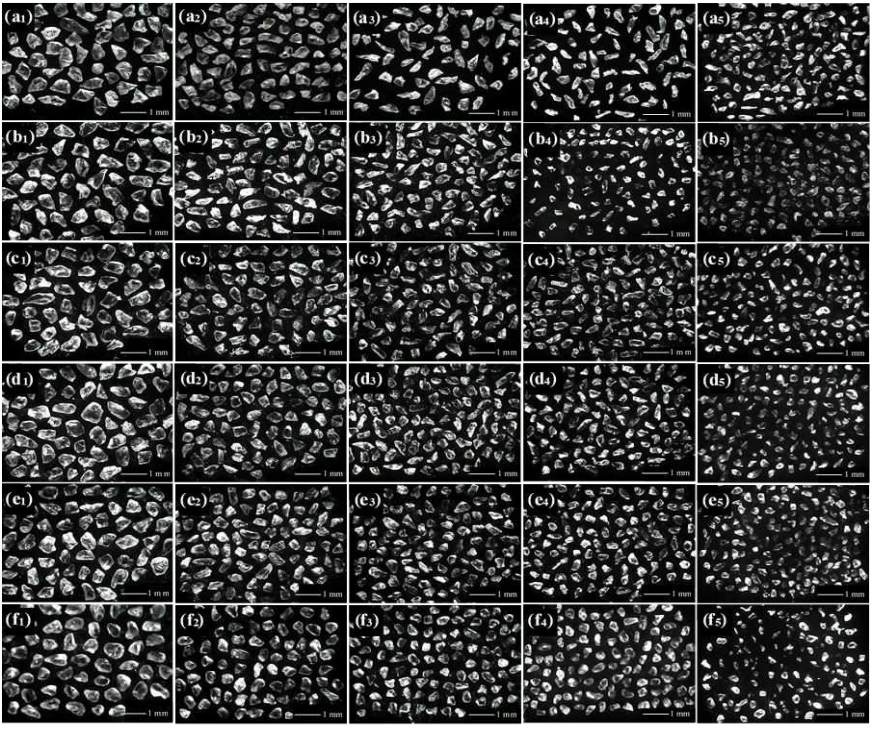
diperoleh ukuran rata-rata adalah diameter 2.4 mm dan panjang 5.0 mm.



Gambar 4.2. Foto DM, bentuk awal butiran PMMA

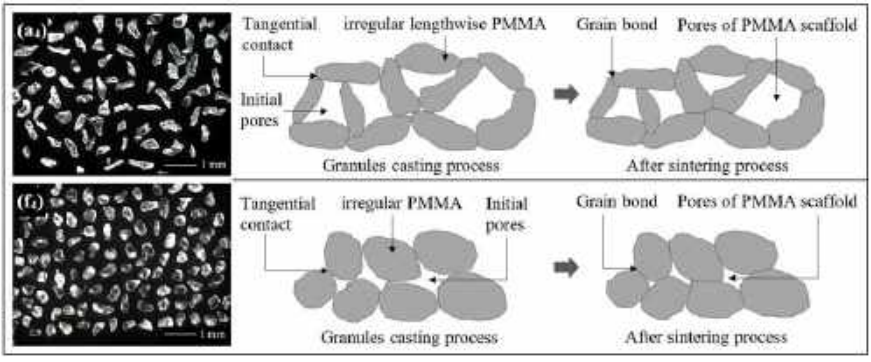
Granules awal *PMMA* dilakukan proses reduksi ukuran dengan metode *HCm* (Indra A *et al*., 2021) dengan berbagai variasi temperatur menggunakan media air murni sebagai pelumas. Gambar 4.3 adalah *DM image* dari *granules PMMA* setelah proses reduksi ukuran. Gambar 4.3 (a_1-a_5) adalah *granules PMMA* setelah ukuran direduksi tanpa proses pemanasan (temperatur ruang), bentuk butiran terlihat seperti *irregular lengthwise*. Gambar 4.3 (b_1-b_5), (c_1-c_5), dan (d_1-d_5) adalah *granules PMMA* yang masing-masing ukurannya direduksi pada temperatur 40 ^oC, 80 ^oC, dan 120 ^oC. *Granules PMMA* pada tahapan ini masih berbentuk *irregular* namun *not too lengthwise*. Gambar 4.3 (e_1-e_5) dan (f_1-f_5) adalah granules PMMA yang masing-masing ukurannya direduksi pada temperatur 160 ^oC, dan 200 ^oC. *Granules PMMA* pada tahapan ini berbentuk

irregular dengan permukaan lebih halus. Dari uraian di atas dilakukan analisis awal tentang kesesuaian bentuk dan ukuran *granules PMMA* untuk pembuatan *scaffold.* Analisis awal dibuatkan dalam bentuk gambar ilustrasi yang membandingkan bentuk *granules PMMA irregular lengthwise* dengan *irregular*. Gambar 4.4 adalah ilustrasi yang membandingkan perbedaan bentuk *granules PMMA* sebagai bahan utama pembuatan *scaffold*. Gambar 4.4 (a_4) adalah ilustrasi proses *granules casting* dengan bentuk *granules PMMA irregular lengthwise*. Dari analisa, bentuk *granules irregular lengthwise* berpotensi untuk menghasilkan ukuran pori-pori *scaffold* yang lebih besar dibandingkan dengan bentuk *granules irregular* seperti Gambar 4.4 (f_4).



Gambar 4.3. Foto DM, butiran PMMA setelah proses reduksi ukuran

Berpedoman kepada ilustrasi pada Gambar 4.4, maka pada study ini pembuatan *scaffold PMMA* selanjutnya menggunakan *granules* dengan bentuk *irregular lengthwise*. Pembuatan *PMMA scaffold* untuk tahap pertama menggunakan *granules* seperti yang diuraikan pada Gambar 4.3 (a_1-a_5).

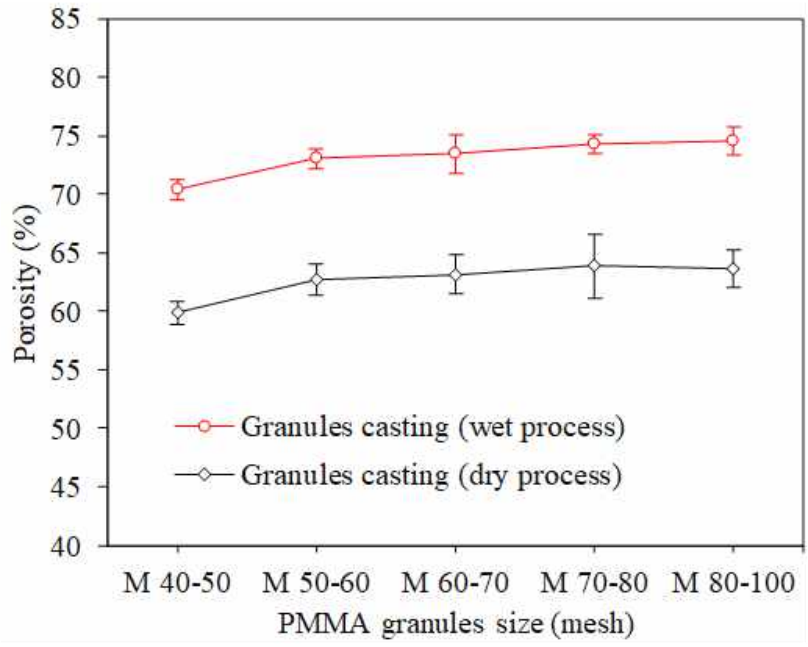


Gambar 4.4. Ilustrasi pembuatan scaffold PMMA dengan metode *granules casting* (a4) PMMA *irregular lengthwise shape*, (f4) PMMA *irregular shape*

4.3. Porositas dan pori-pori *(granules size analysis)*

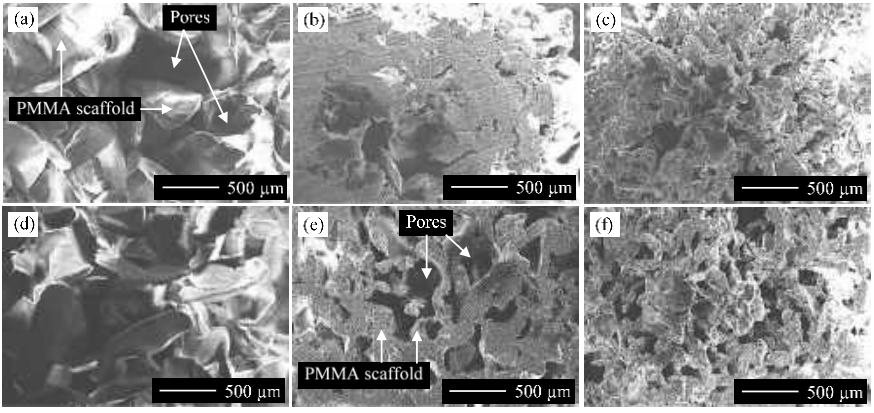
Pada produk sebuah *scaffold*, jumlah persentase porositas dan ukuran pori-pori merupakan syarat utama yang harus dipenuhi. Pori-pori pada *scaffold* mempunyai fungsi utama sebagai tempat tumbunya sel-sel tulang (Esposito Corcione *et al*., 2019). Pada tahapan ini *scaffold PMMA* dibuat dengan *granules* berbentuk *irregular lengthwise* seperti yang dianalisa pada Gambar 3 (a_1-a_5) dan Analisa ilustrasi pada Gambar 4.4. *Scaffold PMMA* dibuat dengan metode *granules casting* dengan menfariasikan ukuran *granules* yaitu M40-50, M50-60, M60-70, M70-80, dan M80-100. *Granules casting method* menggunakan dua acara yaitu *wet process*

dan dry process. Wet process memiliki potensi untuk mempertahankan ukuran pori-pori selama proses *sintering* karena adanya media air, sedangkan *dry process* tidak demikian. Proses *sintering* memiliki peran penting karena akan menghasilkan *grain bond* yang kuat antara *granules PMMA*. Secara teoritis temperatur *sintering* adalah 0.7 – 0.9 dari *melting point* material (Rojek *et al*., 2017; Sivadas *et al*., 2021), dimana *melting point PMMA* adalah 160 ^{o}C (Chai *et al*., 2021; Huang *et al*., 2021; Iguchi *et al*., 2020; Pekdemir *et al*., 2021; Perdigones *et al*., 2019; Sidorov *et al*., 2020). Temperatur *sintering* yang digunakan untuk pembuatan *scaffold PMMA* tahap awal adalah 130 ^{o}C (pedoman nilai 0.8 x 160 ^{o}C = 128 ^{o}C, digunakan 130 ^{o}C). Gambar 4.5 adalah pengaruh ukuran butiran *PMMA* terhadap persentase porositas *scaffold PMMA* (pada temperatur *sintering* 130°C). *Granules casting method* dengan *wet process* memiliki nilai *porosity* lebih tinggi dibandingkan dengan *dry process*. Hal ini membuktikan bahwa dengan penambahan media air dapat menahan *PMMA granules* pada posisi awal saat proses sintering. *PMMA granules* M40-50 sampai M80-100 pada *wet process* mengalami kenaikan nilai *porosity* dari 70.4% menjadi 74.6%, berarti semakin kecil ukuran *granules* maka semakin tinggi nilai *porosity*. Hal ini juga berlaku sama dengan *dry process*, *porosity* meningkat dari 59.9% menjadi 63.7%. Dari hasil yang diperlihatkan pada Gambar 4.5, bahwa *granules casting method* dengan *wet process* memiliki nilai *porosity* lebih sesuai dan dapat direkomendasikan sebagai syarat *sebuah scaffold*.



Gambar 4.5. Pengaruh ukuran butiran PMMA terhadap persentase porositas *scaffold* PMMA (pada temperatur sintering 130°C)

Gambar 4.6 adalah *SEM image of PMMA scaffold* yang di *sintering* pada temperatur 130 ^{o}C. Gambar 4.6 (a-c) adalah *PMMA scaffold* dengan *wet process* dengan *PMMA granules* masing-masing M40-50, M60-70, dan M80-100. Terjadi penurunan ukuran pori-pori yaitu M40-50 (179-929 µm), M60-70 (138-494 µm), dan M80-100 (90-375 µm). Hal ini juga berlaku sama pada *dry process* yaitu M40-50 (200-673 µm), M60-70 (177-511 µm), dan M80-100 (81-311 µm) seperti yang diperlihatkan pada Tabel 4.1. Penurunan ukuran pori-pori disebabkan karena semakin kecilnya ukuran *granules PMMA* yang digunakan.



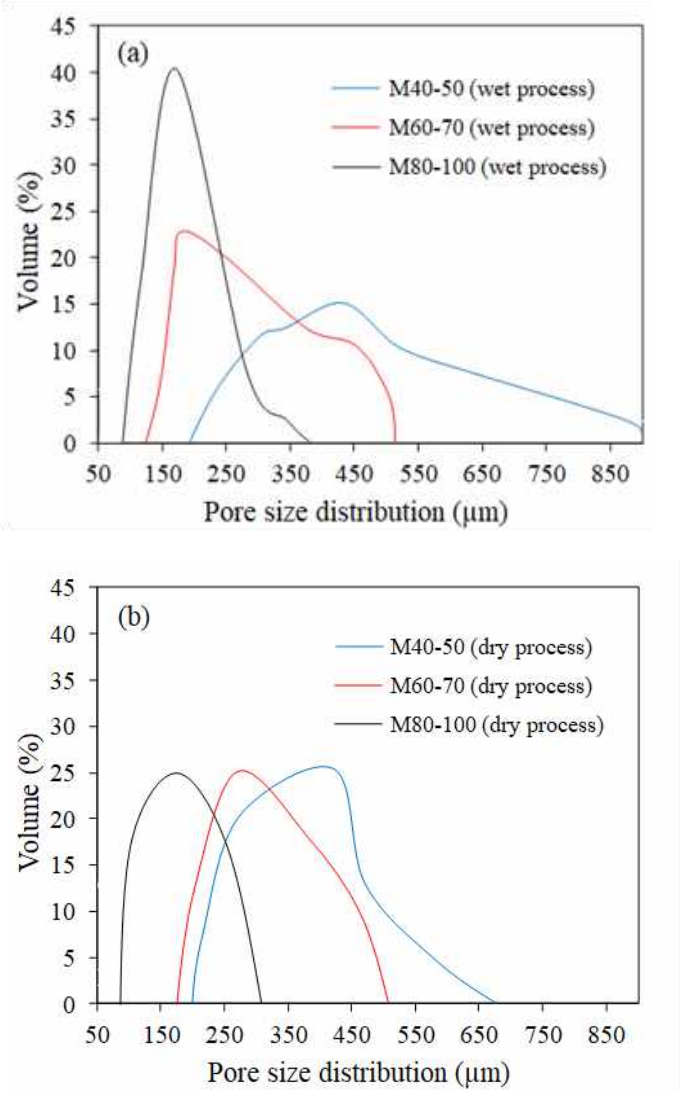
Gambar 4.6. Foto *SEM scaffold PMMA* (*sintering* 130ºC), (a) M40-50 *wet*, (b) M60-70 *wet*, (c) M80-100 *wet*, (d) M40-50 *dry*, (e) M60-70 *dry*, *and* (f) M80-100 *dry*.

Tabel 4.1. Porositas dan ukuran pori-pori *scaffold PMMA*

Sample (granules size, mesh)	*Wet process*		*Dry process*	
	Porosity (%)	*Pore size* (µm)	*Porosity* (%)	*Pore size* (µm)
M40-50	70.4 ±0.9	179-929	59.9 ±1.0	200-673
M50-60	73.1 ±0.9		62.8 ±1.3	
M60-70	73.4 ±1.7	138-494	63.2 ±1.6	177-511
M70-80	74.3 ±0.8		63.9 ±2.7	
M80-100	74.6 ±1.2	90-375	63.7 ±1.6	81-311

Gambar 4.7 adalah *Pore size distribution of PMMA scaffold* yang membandingkan *wet process* dan *dry process*, ukuran pori-pori dianalisa dengan *software ImageJ*. Gambar 4.7 (a and b) adalah *pore size distribution* dari *PMMA scaffold*, M80-100 dengan *wet process* memiliki *pore size distribution* (90-375 µm) yang mendekati sama dengan syarat sebuah *scaffold* yaitu 100-400 µm (Cidonio *et al*., 2019; Manavitehrani *et al*., 2019; Xie *et al*., 2018). Dari analisis

beberapa pengujian di atas, rekomendasi untuk pembuatan *scaffold* tahapan berikutnya adalah pada *PMMA granules* M80-100 dengan *wet process* dengan hasil *porosity* 74.6% dan *pore size distribution* 90-375 µm.

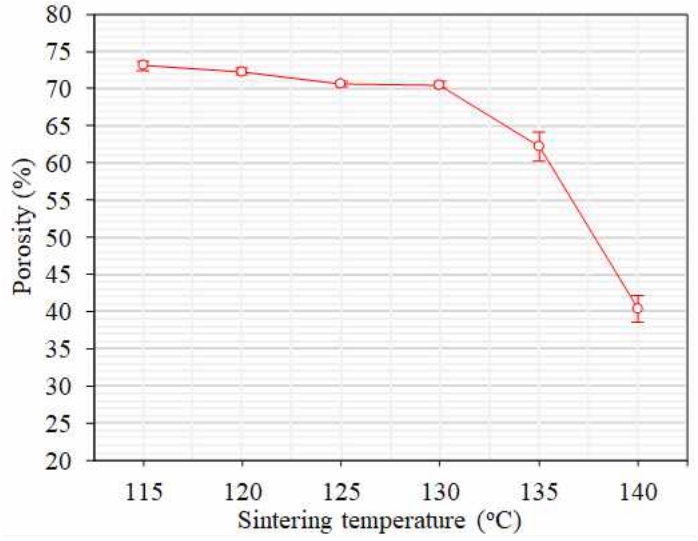


Gambar 4.7. Distribusi ukuran pori-pori *scaffold PMMA (sintering* 130°C), (a) *wet process*, (b) *dry process*.

4.4. Porositas dan Pori-pori *(sintering temperature analysis)*

Berdasarkan hasil rekomendasi pada pembahasan sebelumnya, pembuatan *PMMA scaffold* tahap kedua menggunakan *PMMA granules* M80-100 dengan *wet process*. *Sintering temperature* memiliki fungsi yang sangat penting pada tahapan proses ini. *Proses sintering* akan berfungsi untuk menghasilkan *grain bond* yang kuat antara *PMMA granules*. Temperatur *sintering* juga berpotensi mempengaruhi perubahan fasa dan pertumbuhan butir yang menyebabkan penurunan sifat mekanik (Safarzadeh *et al*., 2020). Karena itu pada study tahap kedua ini perlu ditentukan temperatur *sintering* yang tepat untuk menghasilkan *porosity, pore size distribution,* dan nilai *compressive strength* yang sesuai. Temperatur *sintering* divariasikan pada rentang 0.7–0.9 dari *melting point* PMMA (160 ^{o}C), yaitu 115 ^{o}C, 120 ^{o}C, 125 ^{o}C, 130 ^{o}C, 135 ^{o}C, dan 140 ^{o}C. Gambar 4.8 adalah *Effect of sintering temperature on percentage of porosity in PMMA scaffold* pada *granules* M80-100 dengan *wet process*. Hasil menujukkan bahwa nilai *porosity* turun seiring dengan peningkatan temperatur *sintering*. Nilai *porosity* pada temperatur *sintering* 115 ^{o}C adalah 73.1%, dan terus turun pada temperatur *sintering* 120 ^{o}C, 125 ^{o}C, 130 ^{o}C, 135 ^{o}C, dan 140 ^{o}C dengan penurunan nilai *porosity* masing-masing 72.3%, 70.6%, 70.5%, 62.2%, dan 40.4% (seperti pada Tabel 4.2). Hal ini disebabkan semakin tinggi temperatur *sintering* mendekati *melting point*, maka akan terjadi *grain growth* (Indra A *et al*., 2021; Phuah *et al.*, 2019; Riquet *et al*., 2019; Saparuddin *et al*., 2020) yang juga akan berpotensi menyebabkan berkurangnya nilai *porosity*. *Porosity*

yang memenuhi syarat adalah pada *scaffold* yang di-*sintering* pada temperatur 115 ^{o}C - 135 ^{o}C dengan nilai 73.1% - 62.2%, sedangkan *scaffold* yang di-*sintering* pada temperatur 140 ^{o}C dengan nilai *porosity* 40.4% tidak memenuhi syarat karena < 60%.

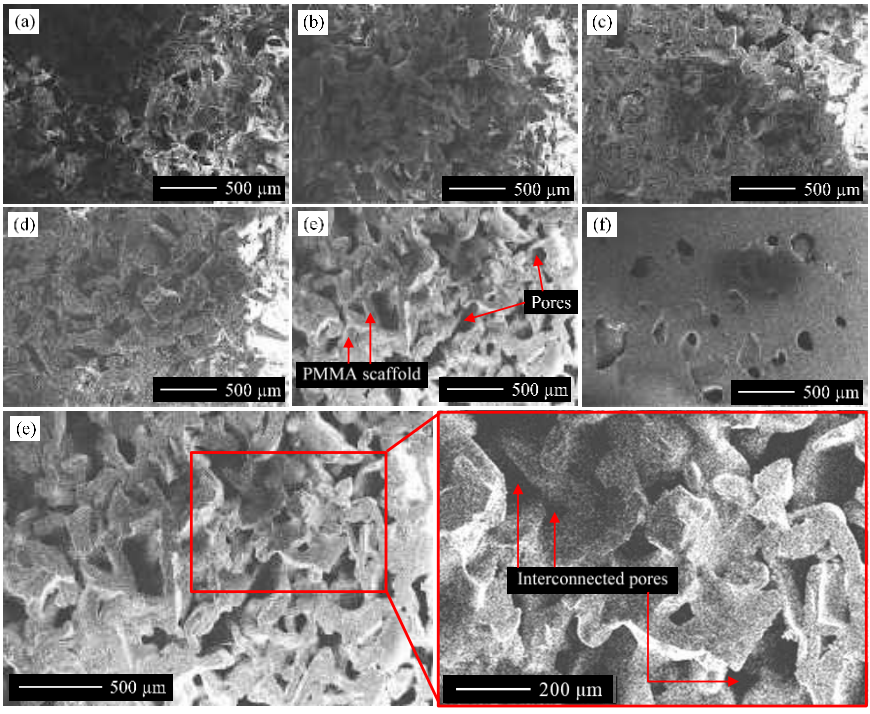


Gambar 4.8. Pengaruh temperatur sintering terhadap nilai persentase porositas pada *scaffold PMMA* (*granules* M80-100, *wet process*)

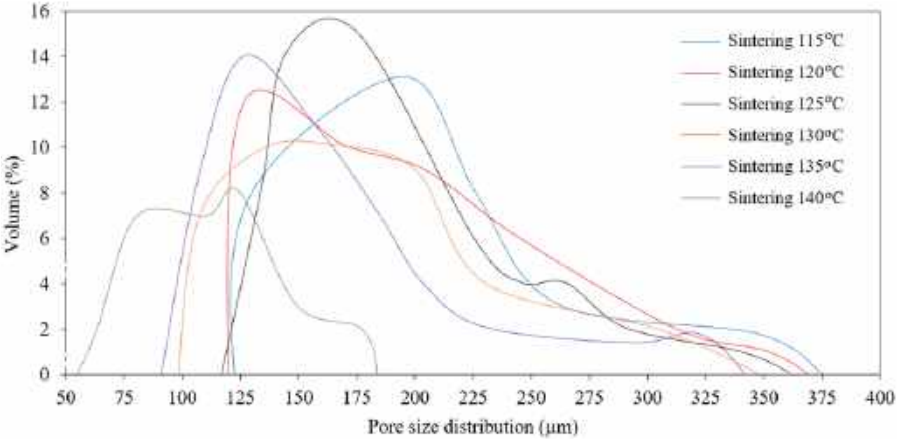
Tabel 4.2. Porositas, ukuran pori-pori, dan *compressive strength scaffold PMMA*

Sample (sintering temperature, ^{o}C)	*Porosity* (%)	*Pore size* (µm)	*Compressive strength (MPa)*
115	73.1 ±0.7	124-375	0.3 ±0.1
120	72.3 ±0.4	123-369	0.4 ±0.1
125	70.6 ±0.3	120-360	3.1 ±0.3
130	70.5 ±0.5	98-346	3.8 ±0.6
135	62.2 ±1.9	91-341	7.8 ±0.6
140	40.4 ±1.8	55-183	18.7 ±1.2

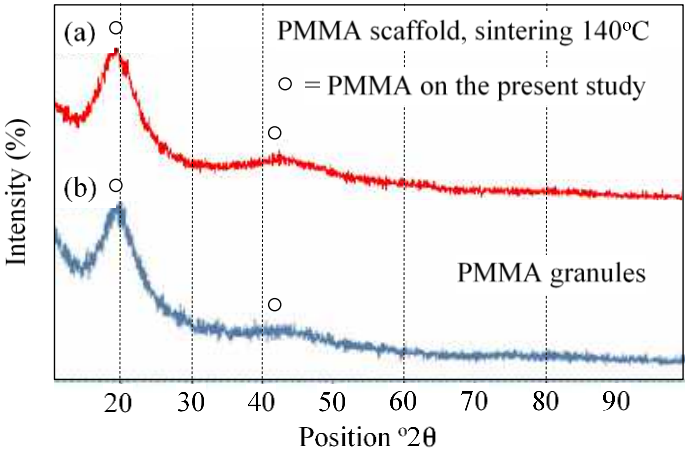
Gambar 4.9 adalah *SEM image of PMMA scaffold* pada *granules* M80-100 dengan *wet process on sintering temperature* 115 ^{o}C, 120 ^{o}C, 125 ^{o}C, 130 ^{o}C, 135 ^{o}C, and 140 ^{o}C. *SEM image* menunjukkan bahwa semakin tinggi temperatur *sintering* maka semakin sedikit jumlah pori-pori yang terlihat. Gambar 4.9 (c-e) memperlihatkan grain bond yang paling baik dibandingkan dengan Gambar 4.9 (a and b). Hal ini merupakan salah satu bukti temperatur *sintering* sudah mulai tercapai pada kondisi ini. Gambar 4.9 (f) memperlihatkan terjadinya *grain growth* yang sangat tinggi, sehingga terlihat pori-pori yang semakin sedikit dan berkorelasi dengan penurunan nilai *porosity*. Gambar 4.9 (e) memperlihatkan adanya *interconnected pores* pada *scaffold* yang merupakan salah satu syarat untuk pertumbuhan jaringan sel. Gambar 4.10 adalah *Pore size distribution of PMMA scaffold* pada *granules* M80-100 dengan *wet process on sintering temperature* 115 ^{o}C, 120 ^{o}C, 125 ^{o}C, 130 ^{o}C, 135 ^{o}C, and 140 ^{o}C. Hasil memperlihatkan *pore size distribution of PMMA scaffold* yang memenuhi syarat *scaffold* adalah pada *sintering* 115 ^{o}C - 135 ^{o}C, sedangkan pada temperatur *sintering* 140 ^{o}C tidak memenuhi syarat (nilai dapat dilihat pada Tabel 4.2). Gambar 4.11 adalah hasil pengujian *XRD* pada *PMMA granules* dan *PMMA scaffold*. Dari hasil pengujian tidak terlihat perubahan fasa yang terjadi sebelum dan setelah proses *sintering.*



Gambar 4.9. Foto SEM *sacffold PMMA* (*granules* M80-100, *wet process*), masing-masing pada temperatur *sintering*, (a) 115°C, (b) 120°C, (c) 125°C, (d) 130°C, (e) 135°C, and (f) 140°C.



Gambar 4.10. Distribusi ukuran pori-pori *scaffold PMMA* (*granules* M80-100, *wet process*), masing-masing pada temperatur *sintering*, (a) 115°C, (b) 120°C, (c) 125°C, (d) 130°C, (e) 135°C, and (f) 140°C.

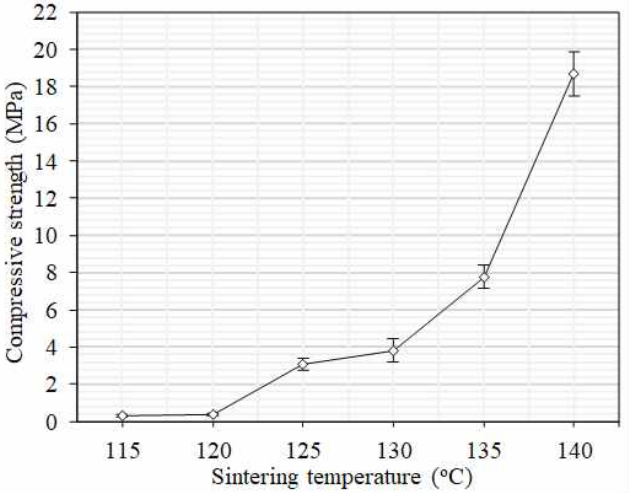


Gambar 4.11. Hasil pengujian fasa dengan *XRD* pada *PMMA*, (a) *Initial PMMA granules*, (b) *PMMA scaffold after sintering* 140°C

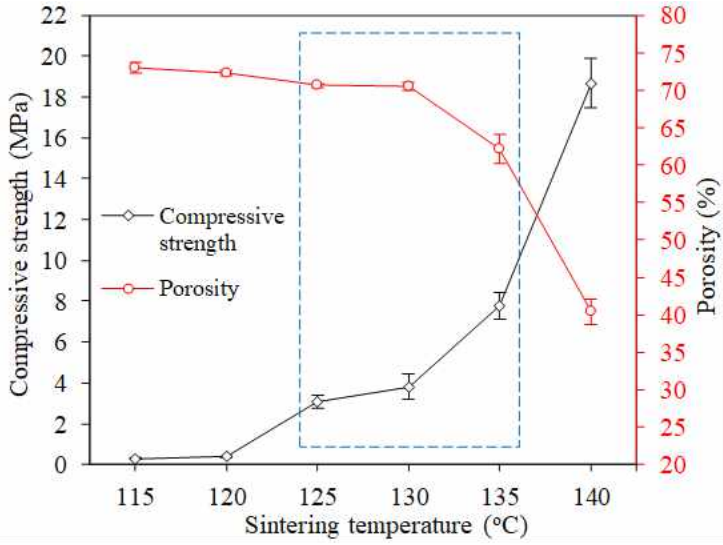
4.5. *Compressive Strength (sintering temperature analysis)*

Nilai *compressive strength* pada sebuah *scaffold* merupakan syarat yang sangat penting untuk dipenuhi, yaitu pada rentang 2-20 MPa (Cao *et al.*, 2020; Dong *et al.*, 2021; S. Li *et al*., 2020). Gambar 4.12 adalah hasil pengujian *compressive strength* dari *PMMA scaffold* pada *granules* M80-100 dengan *wet process* dengan berbagai variasi temperatur *sintering*. Nilai *compressive strength* meningkat seiring dengan naiknya temperatur *sintering* dari 115 ^{o}C - 140 ^{o}C. Nilai *compressive strength* pada temperatur *sintering* 115 ^{o}C adalah 0.3 MPa, dan terus naik pada temperatur *sintering* 120 ^{o}C, 125 ^{o}C, 130 ^{o}C, 135 ^{o}C, and 140 ^{o}C dengan nilai masing-masing 0.4 MPa, 3.1 MPa, 3.8 MPa, 7.8 MPa, dan 18.7 MPa. Hal ini membuktikan bahwa temperatur sintering berperan untuk menghasilkan *grain bond* yang kuat antara *PMMA granules*, semakin tinggi temperatur *sintering* mendekati *melting point*, maka

akan terjadi *grain bond* yang kuat dan *grain growth*. Terjadinya *grain growth* yang semakin tinggi dengan naiknya temperatur *sintering* telah dibuktikan pada SEM image Gambar 4.9. Gambar 4.13 adalah *Effect of sintering temperature on compressive strength and porosity in PMMA scaffold* pada *granules* M80-100 dengan *wet process*. Hasil memperlihatkan hubungan antara *compressive strength* dengan *porosity*, dimana semakin tinggi nilai *compressive strength* maka terjadi penurunan nilai *porosity*. *PMMA scaffold* yang memenuhi syarat sebuah *scaffold* adalah pada temperatur *sintering* 125 ^{o}C, 130 ^{o}C, dan 135 ^{o}C dengan nilai *compressive strength* dan *porosity* masing-masing 3.1 MPa (70.6%), 3.8 MPa (70.5%), dan 7.8 MPa (62.2%). Pada Gambar 4.13, persegi empat dengan garis putus-putus berwarna biru adalah menunjukkan daerah pada grafik yang memenuhi syarat sebuah *scaffold*. Pada artikel ini juga diperlihatkan perbandingan sifat fisik dan mekanik *scaffold* dari beberapa laporan study sebelumnya yang dapat dilihat pada Tabel 4.3.



Gambar 4.12. Pengaruh temperatur *sintering* terhadap nilai *compressive strength scaffold PMMA* (*granules* M80-100, *wet process*)



Gambar 4.13. Pengaruh temperatur *sintering* terhadap nilai *compressive strength and porosity* pada *scaffold PMMA* (*granules* M80-100, *wet process*).

Tabel 4.3. Perbandingan sifat fisik dan mekanik *bone scaffold* dari beberapa laporan study sebelumnya

Method	*Materials*	*Pore size* (µm)	*Porosity* (%)	CS (MPa)	Ref.
Space holder	*Bredigite*	-	86	1.1	(Ghomi *et al*., 2018)
Space holder	*HA-micron: nano*	126-385	65.6±1.7	2.2±0.2	(Indra A *et al*., 2021)
Space holder	*HA-MgO*	100-250	80	1.6	(Sahmani *et al*, 2019)
Space holder	*HA snapper scales*	129-394	60.7±2.8	1.6±0.4	(Indra A et al., 2022)
Gas foaming	*CHAp*	690, 750, 880	-	-	(Januari *et al*., 2020)
Foaming	*HA*	150-1000	85	-	(Novotna *et al*., 2019)
3D	*HAp*	-	67.01	< 2	(B. S. Kim *et al*., 2018)
3D	*HA*	-	-	5.1	(Zeng *et al*., 2018)
Freeze drying	*Na-Alginate-Di-*	-	70	1.76	(Kordjaet *et al*, 2019)

Method	*Materials*	*Pore size* (µm)	*Porosity* (%)	CS (MPa)	Ref.
	MNPs-Celecoxib				
Freeze drying	*ZN/CS/nHAp*	220	64	1.25	(Shahba*et al.*, 2018)
Freeze drying and coating	*DP/HA*		60.54	1.23	(Sayed, Mahmoud, Bondioli, & Naga, 2019)
Freeze-Gel Casting	*HA*	65-108	81.8±0.7	3.23±0.75	(T. R. Kim *et al.*, 2019)
Granule casting	*PMMA granules*	120-360	70.6±0.3	3.1±0.3	Present study
		98-346	70.5±0.5	3.8±0.6	
		91-341	62.2±1.9	7.8±0.6	

4.6. Ikhtisar Hasil *Scaffold PMMA* (reduksi ukuran HCM)

Scaffold PMMA berhasil dibuat menggunakan *granules PMMA* M80-100 dengan metode *granules casting* pada *wet process*. Hasil menunjukkan bahwa *PMMA scaffold* telah memenuhi syarat kualitas untuk sebuah *scaffold* pada *sintering temperature* 125 ^{o}C, 130 ^{o}C, dan 135 ^{o}C dengan nilai *compressive strength*, *porosity*, dan *pore size distribution* masing-masing 3.1 MPa (70.6%) (120-360 µm), 3.8 MPa (70.5%) (98-346 µm), dan 7.8 MPa (62.2%) (91-341 µm). *SEM image* memperlihatkan telah terjadi *grain bond* yang baik antara *granules PMMA* setelah proses *sintering* yang menghasilkan *compressive strength* yang baik pada *scaffold*. *SEM image* juga memperlihatkan telah terjadi interkoneksi antara pori.

BAB V

MANUFAKTUR *SCAFFOLD PMMA* DENGAN METODE *GRANULES CASTING* (REDUKSI UKURAN PMMA DENGAN *CCM*)

Scaffold Poly(methyl methacrylate) (PMMA) diproduksi menggunakan metode *granule casting* dengan ukuran butir M80-100 dan M100-140. Kebaruan dari study ini adalah mengembangkan cara reduksi ukuran butiran *PMMA* yang disebut *cold cutting method (CCm).* Bentuk butiran *PMMA*, *granules size (mesh)*, dan *sintering temperature* menjadi variable utama pada pembuatan *PMMA scaffold*. Proses *CCm* diterapkan untuk mereduksi ukuran butiran *PMMA* komersil dengan berbentuk awal silider padat, dengan menurunkan temperature 3.5 ^{o}C, 0 ^{o}C, dan − 8.3 ^{o}C. *PMMA granules* yang telah direduksi dilakukan proses *sieving* dengan ukuran *mesh* M80-100 dan M100-140. *Green body scaffold PMMA* dibuat dengan *granule casting* pada cetakan aluminium berukuran 8 x 8 x 8 mm^3. Proses sintering dilakukan pada temperatur yang bervariasi dari 115 ^{o}C - 140 ^{o}C, *heating rate* 5 ^{o}C/min, *holding time* 120 menit, dan proses pendinginan dilakukan dalam *furnace*. Karakterisasi sifat *scaffold PMMA* dilakukan dengan pengamatan struktur mikro dengan *SEM*, analisa distribusi ukuran pori-pori dengan *software ImageJ*, uji porositas, uji fasa dengan *XRD*, dan uji *compressive strength*.

5.1. Material dan Metode Pelaksanaan

Poly(methyl methacrylate) (PMMA) komersil dengan bentuk silindris padat, memiliki ukuran awal rata-rata yaitu diameter 2.4 mm dan panjang 5.0 mm. *PMMA* tersebut merupakan material biopolimer yang digunakan pada penelitian ini. Air murni digunakan untuk semua proses dalam penelitian ini seperti pembersihan butiran *PMMA*, proses *CCm*, dan proses lainnya.

Bentuk awal dari butiran *PMMA* dikarakterisasi dengan menggunakan *digital mikroskop (DM) CMOS Controller 2MP AMCAP, China*. Fasa butiran *PMMA* sebelum dan setelah proses sintering dikarakterisasi menggunakan *X-ray diffraction (XRD) PANalytical, Type PW3040/60, Netherlands*. Difraktometer sinar-X menggunakan radiasi cupper sebagai anoda (CuKα, λ = 1.54060 Å, 2θ = 10–100) pada 40 kV dan 30 mA. Waktu pemindaian pada langkah 7,14 detik.

Butiran *PMMA* awal dengan ukuran diameter 2.4 mm dan panjang 5.0 mm yang berbentuk silinder padat, direduksi ukurannya dengan menggunakan metode *CCm*. Proses reduksi ukuran butir *PMMA* dengan menambahkan air murni sebagai media pelumas saat reduksi. Butiran awal *PMMA* dan air dimasukkan ke dalam wadah dan kemudian didinginkan dengan beberapa variasi waktu untuk mendapatkan beberapa temperatur yang berbeda, dan kemudian dilakukan proses reduksi ukuran butir. Setelah proses reduksi ukuran butiran *PMMA*, dilakukan proses *sieving* dengan *mesh* M80-100 dan M100-140 (arti kode, contoh M80-100, *granules PMMA* lolos mesh

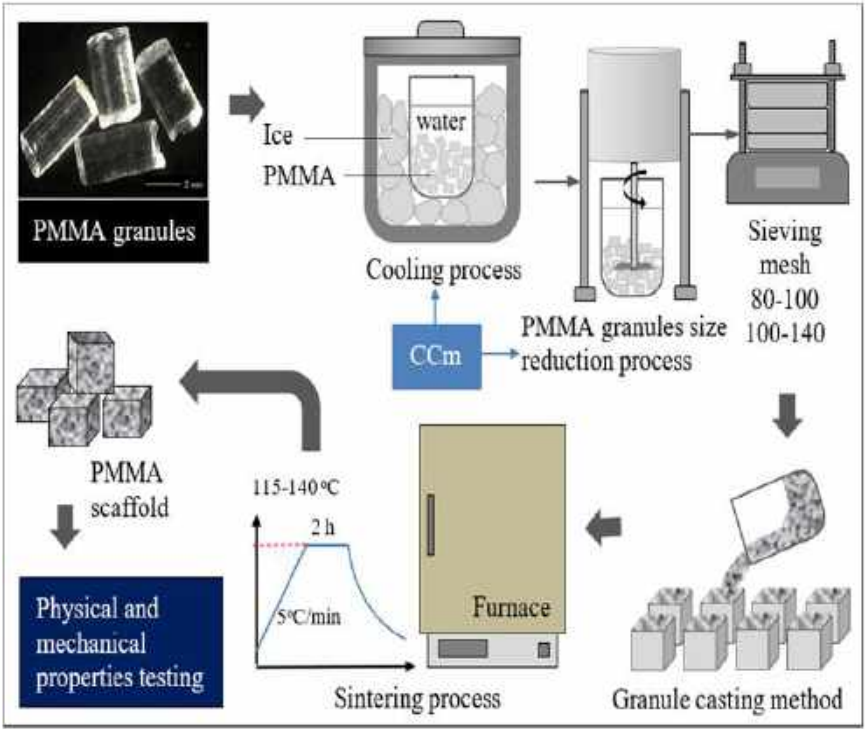
80 dan tertahan pada mesh 100). Setelah proses *sieving*, bentuk *granules PMMA* diamati dengan *DM* berdasarkan perbedaan temperatur pendinginan. *DM image* kemudian dianalisa dan dipilih sesuai dengan kebutuhan untuk pembuatan *scaffold.*

Scaffold dibuat dari *granules PMMA* yang telah di *sieving* dengan M80-100 dan M100-140. *Granules PMMA* (dengan dua variasi ukuran mesh) masing-masing dilakuakan proses *granule casting* dengan cetakan-cetakan Aluminium berbentuk kotak dengan ukuran 8 x 8 x 8 mm^3. Selanjunya dilakukan proses *sintering* yang bertujuan untuk menghasilkan ikatan butir yang kuat antara butiran-butiran *PMMA*. Proses *sintering* dilakuakan pada temparatur yang bervariasi yaitu 115 - 140 ^oC, dengan *heating rate* 5 ^oC/menit, *holding time* 120 menit, dan pendinginan dilakuakan dalam *furnace* sampai temperatur ruang. Semua sampel *scaffold PMMA* yang dihasilkan dilakukan pengujian *porosity* dan dianalisa. Untuk pengamatan struktur mikro, *scaffold PMMA* dipotong di tengah menjadi dua bagian dan diamati menggunakan *scanning electron microscopy (SEM) Hitachi Horiba S-3400N Japan*. *SEM image* dilakukan analisis lebih lanjut dengan mengukur *pore size distribution* dengan *software ImageJ*. Untuk pengujian *compressive strength* semua permukaan sampel yang menerima beban dipoles dengan amplas grid 1000. Uji *compressive strength* dengan menggunakan *universal testing machine (UTM) Metapoly utm-10* Indonesia, pengukuran menggunakan *load cell MC-pushton* dan indikator meter Mypin, ketelitian 0.01 kg. Gambar 5.1

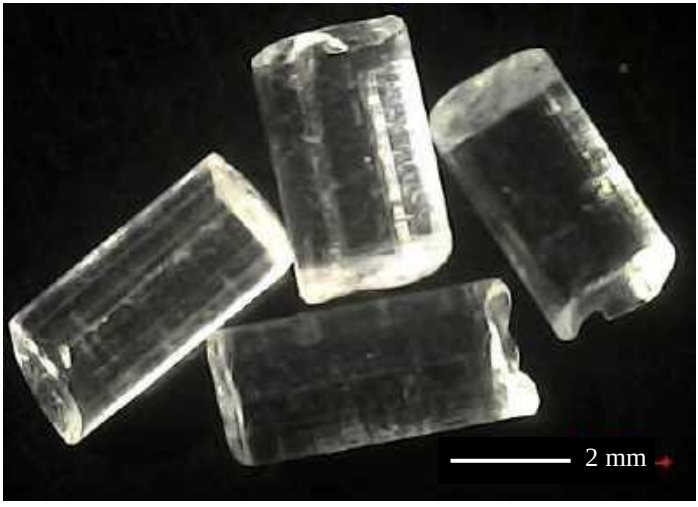
memperlihatkan Ilustrasi pembuatan sampel scaffold PMMA dan proses pengujian.

5.2. Karakterisasi butiran *PMMA*

DM image yang diperlihatkan oleh Gambar 5.2 adalah *granules* awal *PMMA* dengan bentuk silider padat. Berdasarkan hasil pengukuran dengan *software ImageJ* diperoleh ukuran rata-rata adalah diameter 2.4 mm dan panjang 5.0 mm.



Gambar 5.1. Ilustrasi persiapan sampel dan pengujian



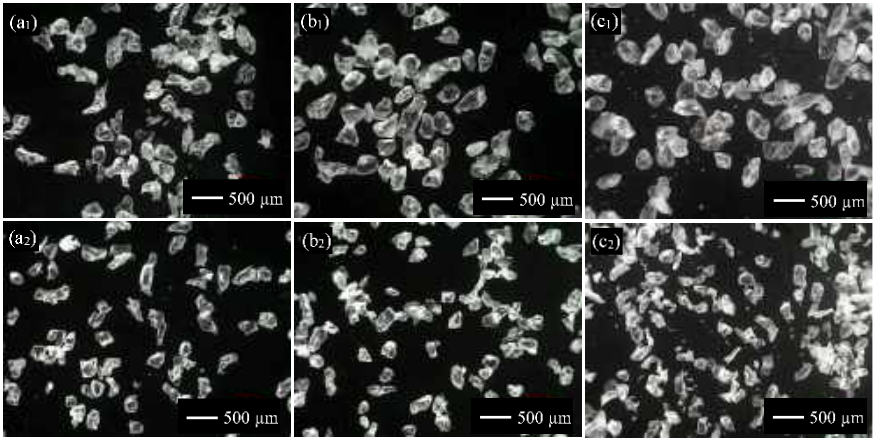
Gambar 5.2. Bentuk dan ukuran kondisi awal butiran PMMA

Proses *CCm* digunakan untuk mereduksi ukuran *granules* awal *PMMA* dengan berbagai variasi temperatur pendinginan, dengan menggunakan media air murni sebagai pelumas. Proses pendinginan *granules* awal *PMMA* dilakukan dengan tiga variasi waktu yaitu: 30 menit menghasilkan temperature 3.5 ^{o}C, 90 menit menghasilkan temperatur 0 ^{o}C, dan 100 menit menghasilkan temperatur −8.3 ^{o}C (Tabel 5.1).

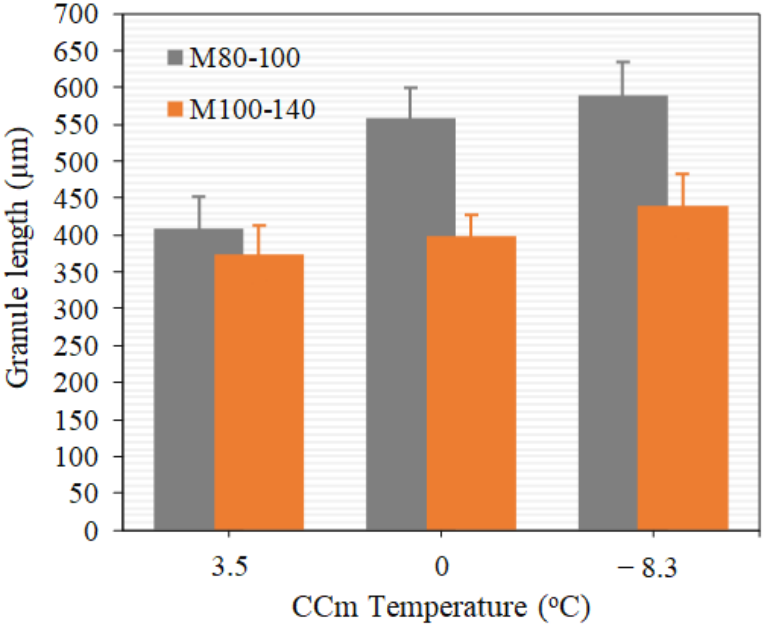
Tabel 5.1. Lama pendinginan dan temperatur yang dihasilkan

Cooling time (minute)	*Temperature* (^{o}C)
30	3.5
90	0.0
100	− 8.3

Gambar 5.3 adalah *DM image* dari *granules PMMA* setelah dilakukan proses reduksi ukuran. Gambar 5.3 (a_1 dan a_2) adalah *granules PMMA* setelah ukurannya direduksi pada temperatur 3.5 ^oC yang masing-masing di-*sieving* dengan M80-100 dan M100-140. Bentuk butiran terlihat seperti *irregular lengthwise*. Gambar 5.3 (b_1 dan b_2) adalah *granules PMMA* setelah ukuranya direduksi pada temperatur 0 ^oC yang masing-masing di-*sieving* dengan M80-100 dan M100-140. Bentuk butiran terlihat mendekati sama dengan Gambar 5.3 (a_1 dan a_2). Gambar 5.3 (c_1 dan c_2) adalah *granules PMMA* setelah ukuranya direduksi pada temperatur −8.3 ^oC yang masing-masing di-*sieving* dengan M80-100 dan M100-140. Bentuk butiran terlihat seperti *irregular lengthwise* yang lebih panjang dibandingkan dengan Gambar 5.3 (a_1 dan a_2) dan Gambar 5.3 (b_1 dan b_2). Gambar 5.4 adalah hasil pengukuran Panjang butiran PMMA dengan menggunakan *ImageJ* pada M80-100 dan M100-140, yang membuktikan bahwa semakin rendah temperatur pada proses *CCm* maka bentuk dan ukuran butiran semakin panjang. Dari studi sebelumnya dilaporkan, bahwa bentuk *granules irregular lengthwise* dapat menghasilkan ukuran pori-pori *scaffold* yang lebih besar jika dibandingkan dengan bentuk *granules irregular*. Berdasarkan peryataan tersebut di atas dan analisis pada Gambar 5.3 dan Gambar 5.4, maka pada study ini pembuatan *scaffold PMMA* menggunakan *granules* yang direduksi dengan *CCm* pada temperatur −8.3 ^oC.



Gambar 5.3. Butiran *PMMA* setelah proses reduksi ukuran, pada temperatur dan *sieving mesh* masing-masing: (a1) 3.5^{o}C dan 80-100 *mesh*, (a2) 3.5^{o}C dan 100-140 *mesh*, (b1) 0°C dan 80-100 *mesh*, (b2) 0°C dan 100-140 *mesh*, (c1) − 8.3^{o}C dan 80-100 *mesh*, (c2) − 8.3

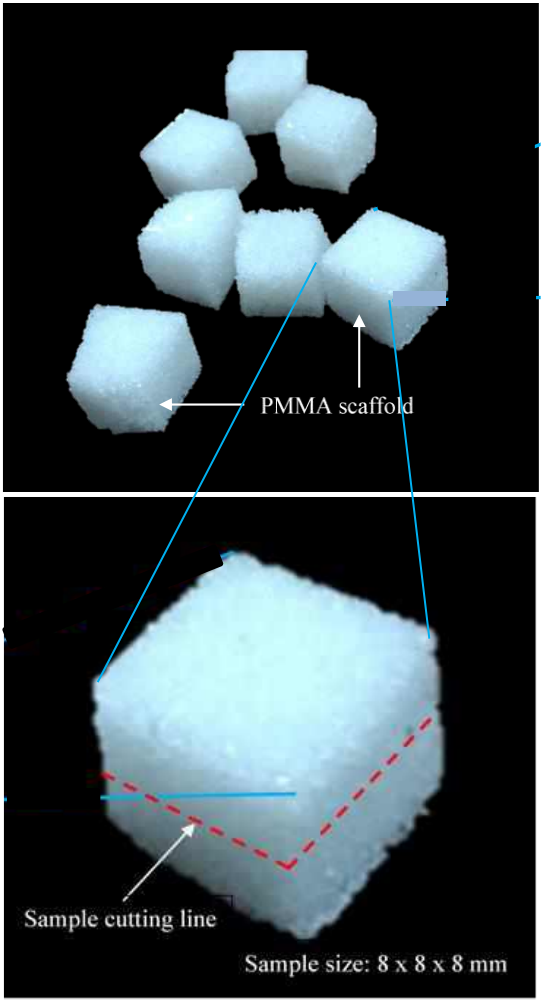


Gambar 5.4. Pengaruh temperatur *CCm* terhadap panjang butiran *PMMA*

5.3 Struktur pori-pori dan porositas *scaffold PMMA*

Bone scaffold merupakan struktur berpori, dimana ukuran pori-pori dan jumlah persentase porositas adalah syarat utama yang harus ada. Sel-sel tulang dapat tumbuh pada *scaffold* dengan baik jika ukuran pori-pori dan jumlah porositas memenuhi syarat sesuai fungsinya (Esposito Corcione *et al*., 2019). Pada penelitian ini *scaffold* dibuat dari *granules PMMA* yang melalui tahapan proses *CCm, sieving mesh, granule casting*, dan proses *sintering*. Proses *sintering* pada pembuatan *scaffold PMMA* ini sangat penting, karena temperatur yang sesuai akan menghasilkan *grain bond* yang kuat antara *granules PMMA*. Secara teoritis temperatur *sintering* adalah 0.7 – 0.9 dari *melting point* material (Rojek *et al*., 2017; Sivadas *et al*., 2021), dimana *melting point PMMA* adalah 160 ^{o}C (Chai *et al*., 2021; Huang *et al*., 2021; Iguchi *et al*., 2020; Pekdemir *et al*., 2021; Perdigones & Quero, 2019; Sidorov *et al*., 2020). Gambar 5.5 adalah *macro image* dari sampel *scaffold PMMA* yang telah diproduksi yang berbentuk kubus dengan ukuran 8 x 8 x 8 mm^3. Sampel *scaffold PMMA* dibuat dari dua kondisi ukuran butiran *PMMA* yaitu M80-100 dan M100-140. Sampel *scaffold PMMA* berbentuk kubus dibelah menjadi dua bagian dan kemudian dilakukan pengamatan struktur mikro dengan menggunakan *SEM*.

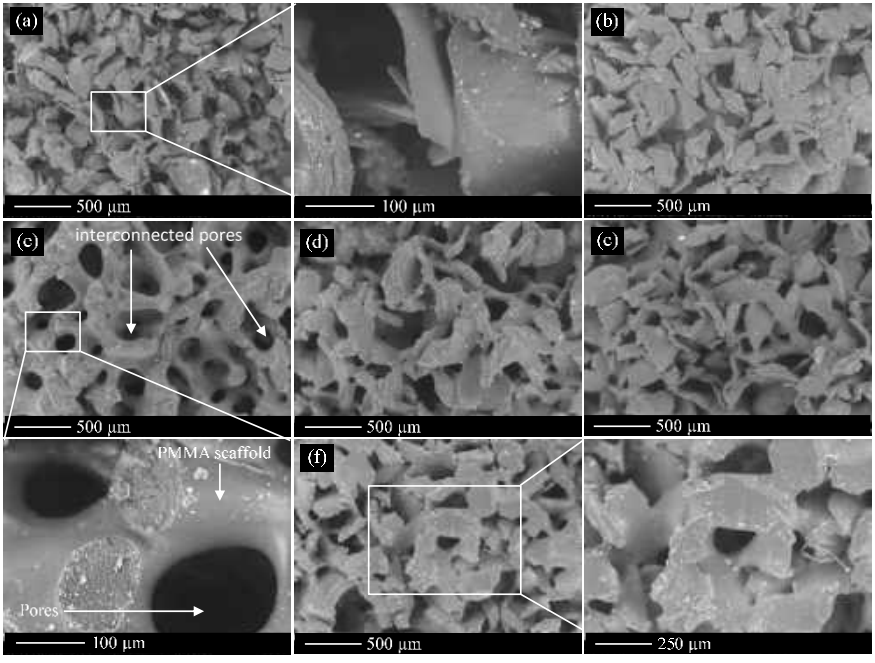
Gambar 5.6 adalah *SEM images* dari *scaffold PMMA* dengan ukuran butiran M80-100 yang di-*sintering* pada temperatur yang berbeda dari 115 - 140 ^{o}C.



Gambar 5.5. *Macro image* dari sampel *scaffold PMMA* (M 80-100, *sintering temperature* 140°C)

Gambar 5.6 (a) adalah *scaffold PMMA* yang disintering pada temperatur 115 ^{o}C yang terlihat belum terjadinya *grain bond*, hal ini memperlihatkan bahwa belum terjadinya sintering yang baik pada temperatur 115 ^{o}C dengan ukuran butir *PMMA* M80-100. Gambar 5.6 (b) adalah *scaffold PMMA* yang di-*sintering* pada temperatur 120

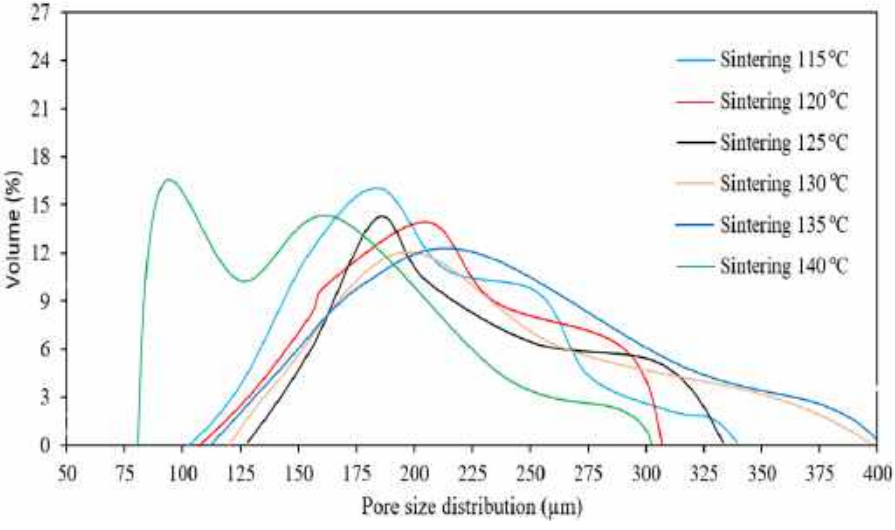
^{o}C yang terlihat sebagian telah terjadi *grain bond*, namun hanya terjadi pada butiran-butiran dengan ukuran kecil. Gambar 5.6 (c dan d) adalah *scaffold PMMA* yang di-*sintering* pada temperatur masing-masing 125 ^{o}C dan 130 ^{o}C, proses *sintering* sudah terjadi namun belum sempurna yang dibuktikan masih adanya sebagian kecil pada butiran besar belum terjadi *grain bond*. Gambar 5.6 (e) adalah *scaffold PMMA* yang di-*sintering* pada temperatur 135 ^{o}C, terlihat dengan jelas bahwa telah terjadi proses *sintering* dengan sempurna, semua butiran *PMMA* telah terjadi *grain bond*. Bentuk pori-pori yang dihasilkan terlihat sempurna dengan permukaan yang halus dan berbentuk bulat tanpa adanya sudut-sudut pada pori-pori. Bentuk pori-pori yang mendekati bulat atau bulat dapat menurunkan konsentrasi tegangan pada *scaffold* jika dibandingkan dengan bentuk pori-pori yang memiliki sudut. Pada sampel ini juga terlihat telah terbentuknya dengan baik *interconnected pores* yang merupakan salah satu syarat yang harus ada pada produk *scaffold.* Gambar 5.6 (f) adalah *scaffold PMMA* yang di-*sintering* pada temperatur 140 ^{o}C, proses *sintering* terjadi dengan baik namun terjadi pertumbuhan butir yang menyebabkan mengecilnya ukuran pori-pori. Pada sampel ini juga terlihat bentuk pori-pori yang tidak bulat dan terlihat adanya sudut-sudut pada pori-pori, yang berpotensi menurunkan kekuatan *scaffold*. Hal tersebut di atas dikuatkan dengan pernyataan bahwa semakin tinggi temperatur sintering yang mendekati melting point, maka terjadi *grain growth* (Indra A *et al*., 2021; Phuah *et al*., 2019; Riquet *et al.*, 2019; Saparuddin *et al.*, 2020) yang juga akan berpotensi menurunkan kekuatan.



Gambar 5.6. Foto *SEM scaffold PMMA* (M 80-100) pada temperatur *sintering* yang berbeda: (a) 115°C, (b) 120°C, (c) 125°C, (d) 130°C, (e) 135°C, *and* (f) 140°C.

Berpedoman dari Gambar 5.6 dilakukan analisis lebih lanjut terkait dengan ukuran pori-pori pada setiap variasi sampel, analisis ukuran pori-pori dilakukan menggunakan *software ImageJ*. Gambar 5.7 adalah *PMMA scaffold pore size distribution* (M80-100) *with various sintering temperatures*. Pada *scaffold PMMA* dengan temperatur *sintering* 115 ^{o}C memiliki ukuran pori-pori pada rentang 103 – 343 µm. *Scaffold PMMA* dengan temperatur *sintering* 120 ^{o}C dan 125 ^{o}C memiliki ukuran pori-pori yang mendekati sama yaitu pada rentang masing-masing 107 – 309 µm dan 126 – 330 µm. *Scaffold PMMA* dengan temperatur *sintering* 130 ^{o}C dan 135 ^{o}C memiliki ukuran pori-pori yang mendekati sama yaitu pada rentang

masing-masing 121 – 399 µm dan 116 – 402 µm. Pada *scaffold PMMA* yang di-*sintering* pada temperatur 140 ^{o}C terjadi penurunan ukuran yang signifikan yaitu pada rentang 80 – 302 µm, hal ini juga dibuktikan dari *SEM image* pada Gambar 5.6 (f). Berdasarkan dari syarat ukuran pori-pori untuk *scaffold* yaitu 100 – 400 µm (Cidonio *et al.*, 2019; Manavitehrani *et al.*, 2019; Xie *et al.*, 2018), maka *scaffold PMMA* M80-100 yang di-*sintering* 115 – 135 ^{o}C tergolong memenuhi syarat.



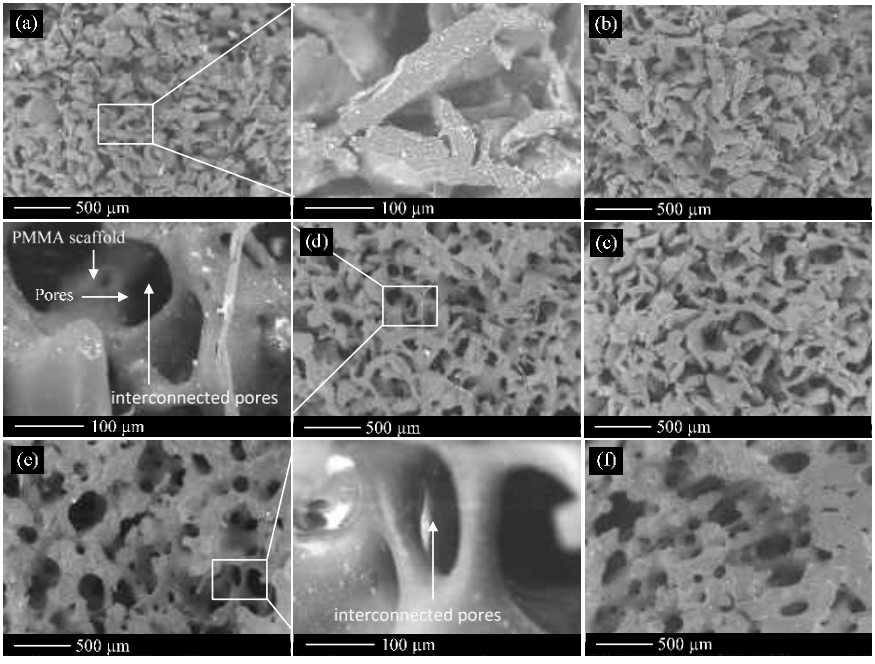
Gambar 5.7. Distribusi ukuran pori-pori *Scaffold PMMA* (M 80-100) dengan *temperatur sintering* yang berfariasi

Gambar 5.8 adalah *SEM images* dari *scaffold PMMA* dengan ukuran butiran M100-140 yang di-*sintering* pada temperatur yang berbeda dari 115 - 140 ^{o}C. Gambar 5.8 (a) adalah *scaffold PMMA* yang di-*sintering* pada temperatur 115 ^{o}C yang terlihat sudah mulai terjadinya *grain bond*, namun masih dalam jumlah yang sedikit.

Gambar 5.8 (b dan c) adalah *scaffold PMMA* yang di-*sintering* pada temperatur masing-masing 120 ^{o}C dan 125 ^{o}C, proses sintering sudah terjadi namun belum sempurna yang dibuktikan masih adanya sebagian kecil pada butiran besar belum terjadi *grain bond*. Gambar 5.8 (d) adalah *scaffold PMMA* yang disintering pada temperature 130 ^{o}C, terlihat telah terjadi *grain bond* untuk semua butir-butir, namun sebagian pori-pori terlihat masih memiliki susut-sudut yang akan berpotensi menurunkan kekuatan dari *scaffold*. Pada sampel ini juga terlihat telah terbentuknya dengan baik *interconnected pores* yang merupakan salah satu syarat yang harus ada pada produk *scaffold*. Gambar 5.8 (e) adalah *scaffold PMMA* yang disintering pada temperatur 135 ^{o}C, terlihat dengan jelas bahwa telah terjadi proses sintering dengan sempurna, semua butiran PMMA telah terjadi *grain bond*. Bentuk pori-pori yang dihasilkan terlihat sempurna dengan permukaan yang halus dan berbentuk bulat tanpa adanya sudut-sudut pada pori-pori. Pada sampel ini juga terlihat telah terbentuknya dengan baik interconnected pores. Gambar 5.8 (f) adalah *scaffold PMMA* yang disintering pada temperatur 140 ^{o}C, proses *sintering* terjadi dengan baik namun terjadi pertumbuhan butir. Pada sampel ini juga terlihat bentuk pori-pori tetap bulat namun sebagian ukuran pori-pori mengecil yang membuktikan adanya pertumbuhan butir.

Analisis lanjut dilakukan untuk menghitung ukuran pori-pori yang berpedoman pada Gambar 5.8, analisis ukuran pori-pori dilakukan menggunakan *software ImageJ*. Gambar 5.9 adalah

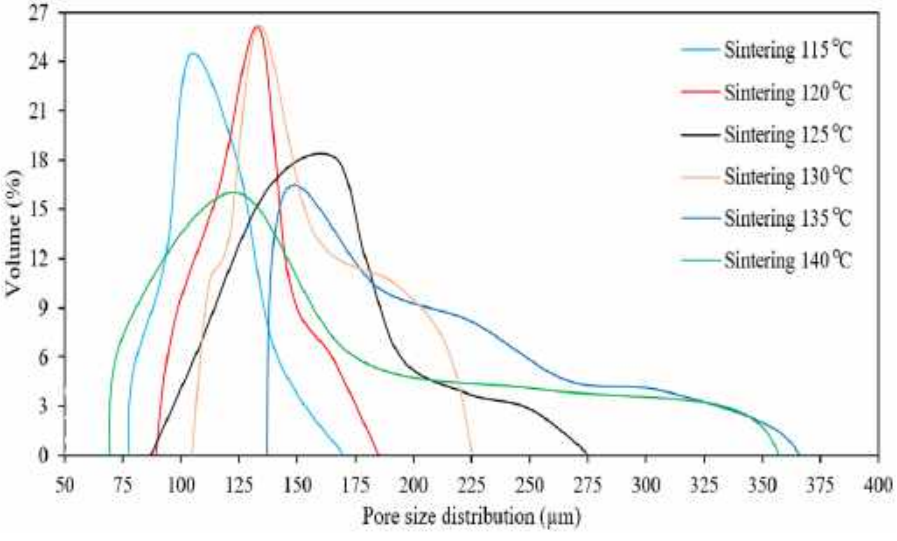
PMMA scaffold pore size distribution (M100-140) *with various sintering temperatures*.



Gambar 5.8. Foto *SEM scaffold PMMA* (M 100-140) pada temperatur *sintering* yang berbeda: (a) 115°C, (b) 120°C, (c) 125°C, (d) 130°C, (e) 135°C, *and* (f) 140°C.

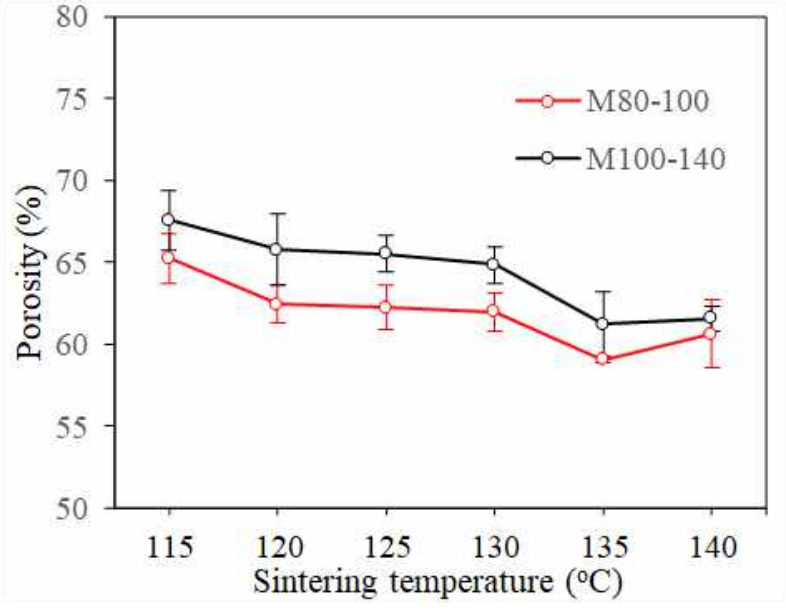
Pada *Scaffold PMMA* dengan temperatur *sintering* 115 ^{o}C dan 120 ^{o}C memiliki ukuran pori-pori yang mendekati sama yaitu pada rentang masing-masing 76 – 172 µm dan 87 – 179 µm. Pada kedua temperatur *sintering* ini, ukuran pori-pori relatif sangat kecil dibandingkan syarat *scaffold*. *Scaffold PMMA* dengan temperatur *sintering* 125 ^{o}C memiliki ukuran pori-pori yaitu 86 – 275 µm, terlihat adanya pertumbuhan ukuran pori-pori dengan naiknya temperatur *sintering*. *Scaffold PMMA* dengan temperatur *sintering*

130 ^{o}C dan 135 ^{o}C memiliki ukuran pori-pori yang mendekati sama yaitu pada rentang masing-masing 104 – 225 µm dan 140 – 366 µm, pada temperatur ini juga terjadi pertumbuhan ukuran pori-pori dan dibuktikan oleh *SEM image* pada Gambar 5.8 (e). Pada *scaffold PMMA* yang di-*sintering* pada temperatur 140 ^{o}C terjadi penurunan ukuran pori-pori yaitu pada rentang 70 – 359 µm, hal ini juga dibuktikan dari *SEM image* pada Gambar 5.8 (f). Berdasarkan dari syarat ukuran pori-pori untuk *scaffold* yaitu 100 – 400 µm (Cidonio *et al.*, 2019; Manavitehrani *et al.*, 2019; Xie *et al.*, 2018), maka *scaffold PMMA* M100-140 yang disintering 130 dan 135 ^{o}C tergolong memenuhi syarat.



Gambar 5.9. Distribusi ukuran pori-pori *Scaffold PMMA* (M 100-140) dengan temperatu *sintering* yang berbeda

Gambar 5.10 adalah *Effect of sintering temperature on porosity in PMMA scaffolds*. *Sintering temperature* sangat penting pada pembuatan *scaffold PMMA*, dimana *sintering* berfungsi untuk menghasilkan *grain bond* yang kuat antara *PMMA granules*. Dari Gambar 5.10 terlihat bahwa nilai *porosity* turun seiring dengan naiknya temperatur *sintering*, hal ini berlaku untuk kedua jenis ukuran butir *PMMA* (M80-100 dan M100-140). Nilai *porosity* yang disyaratkan untuk *scaffold* adalah 60 – 90 % (Muhammad *et al*., 2021), syarat ini terpenuhi untuk semua sampel *scaffold* yang dibuat pada penelitian ini. Rekapitulasi data hasil pengujian ukuran pori-pori dan *porosity* untuk semua sampel ditampilkan pada Tabel 5.2

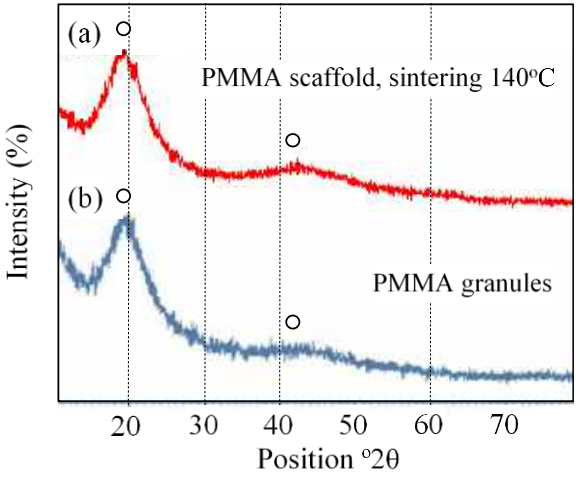


Gambar 5.10. Pengaruh temperature sintering terhadap porositas *scaffold PMMA*

Tabel 5.2. Ukuran pori dan persentase porositas *scafold PMMA* pada temperatur sintering yang berbeda

Sintering temperature (°C)	M 80-100		M 100-140	
	pore size (µm)	*Porosity* (%)	*pore size* (µm)	*Porosity* (%)
115	103 - 343	65.3 ±1.49	76 - 172	67.6 ±1.82
120	107 - 309	62.5 ±1.15	87 - 179	65.8 ±2.22
125	126 - 330	62.2 ±1.35	86 - 275	65.5 ±1.14
130	121 - 399	62.0 ±1.16	104 - 225	64.8 ±1.14
135	116 - 402	59.1 ±0.22	140 - 366	61.2 ±2.02
140	80 - 302	60.6 ±2.09	70 - 359	61.6 ±0.76

Temperatur sintering juga berpotensi mempengaruhi perubahan fasa dan pertumbuhan butir yang menyebabkan penurunan sifat mekanik (Safarzadeh *et al.*, 2020). Gambar 5.11 adalah hasil pengujian *XRD* pada *PMMA granules* dan *PMMA scaffold*. Dari hasil pengujian tidak terlihat perubahan fasa yang terjadi sebelum dan setelah proses *sintering*.

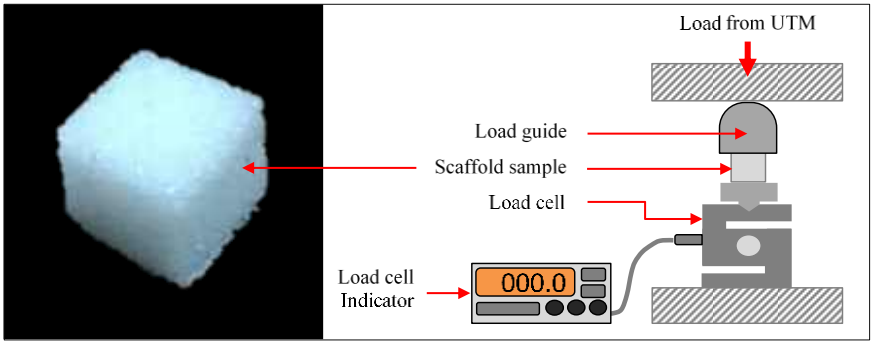


Gambar 5.11. *XRD of PMMA*, (a) *Initial PMMA granules*, (b) *PMMA scaffold after sintering* 140°C

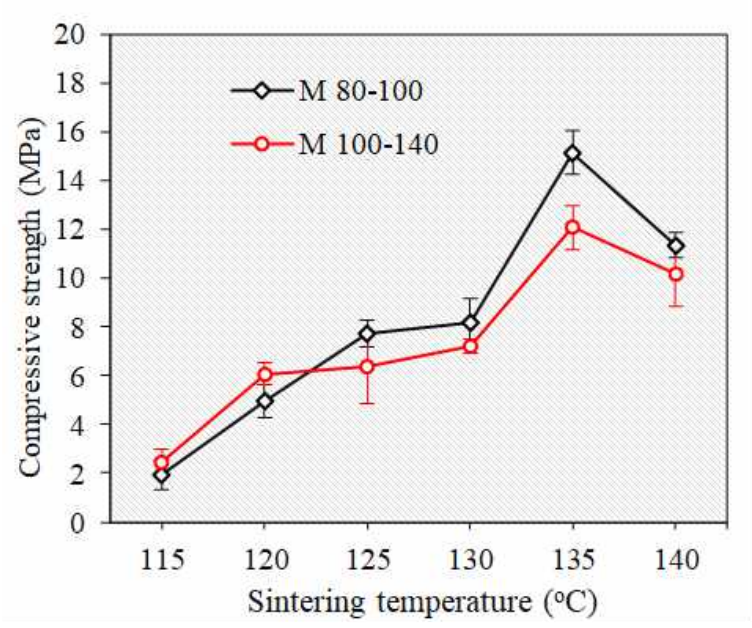
5.4 *Compressive Strength* pada *scaffold PMMA*

Scaffold harus memiliki nilai *compressive strength* pada rentang 2-20 MPa (Cao *et al*., 2020; Dong *et al*., 2021; S. Li *et al*., 2020), yang merupakan salah satu syarat utama yang harus terpenuhi. Pengujian *compressive strength* menggunakan *UTM* yang dilengkapi dengan tambahan *load cell* dan *indicator* meter dengan ketelitian tinggi yaitu 0.01 kg, seperti yang diperlihatkan pada ilustrasi Gambar 5.12. Gambar 5.13 adalah grafik hasil pengujian *compressive strength* dari *PMMA scaffold* pada *granules* M80-100 dan M100-140 dengan berbagai variasi temperatur *sintering*. Nilai *compressive strength* naik seiring dengan meningkatnya temperatur *sintering* dari 115 ^{o}C - 135 ^{o}C, namun sedikit turun pada temperatur *sintering* 140 ^{o}C. Turunya nilai *compressive strength* pada temperatur *sintering* 140 ^{o}C diakibatkan karena naiknya sedikit *porosity* pada posisi ini, hal ini berlaku untuk kedua jenis *scaffold PMMA* baik M80-100 maupun M100-140. Dari Gambar 5.13 juga terlihat bahwa *scaffold PMMA* M80-100 memiliki nilai *compressive strength* yang lebih tinggi dibanding M100-140 pada temperatur *sintering* 135 ^{o}C, dengan nilai masing-masing 15.1 MPa dan 12.1 MPa.

Secara umum nilai *compressive strength* naik seiring dengan meningkatnya temperatur sintering, hal ini membuktikan bahwa temperatur sintering menghasilkan grain bond yang kuat antara *PMMA granules*.



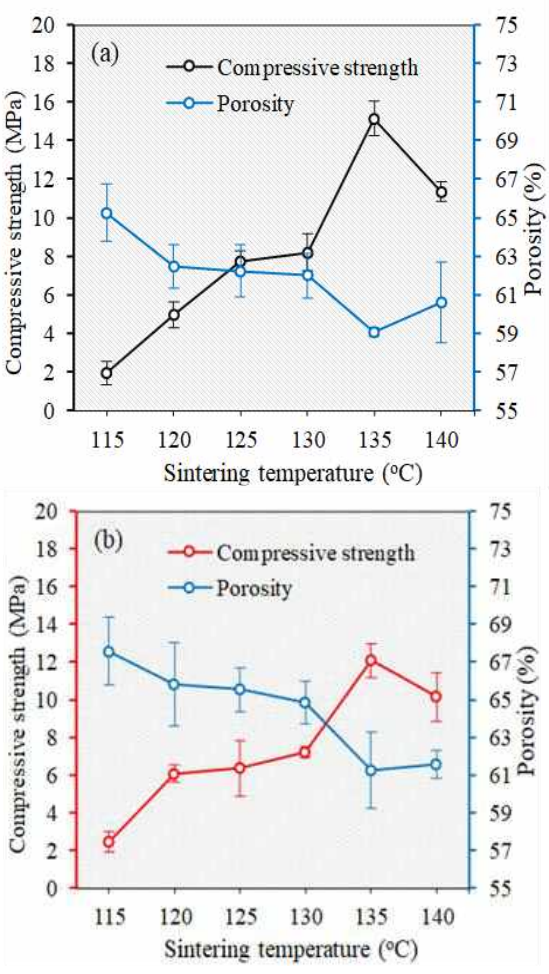
Gambar 5.12. Skema pengujian *compressive strength*



Gambar 5.13. Pengaruh temperatur *sintering* terhadap *compressive strength scaffold PMMA*

Temperatur *sintering* yang tinggi dan mendekati *melting point*, maka akan terjadi *grain bond dan grain growth*, hal ini juga dibuktikan dari SEM image Gambar 5.6 dan Gambar 5.8. Gambar

5.14 adalah *Effect of sintering temperature on compressive strength and porosity in PMMA scaffolds* M80-100 and M100-140. Gambar ini menunjukkan hubungan antara nilai *compressive strength* dengan persentase *porosity*, dimana secara umum semakin tinggi nilai *compressive strength* maka persentase *porosity* semakin turun. Pernyataan ini berlaku untuk kedua jenis *scaffold PMMA* baik M80-100 maupun M100-140.



Gambar 5.14. Pengarush temperatur *sintering* terhadap *compressive strength* dan porositas *scaffold PMMA* (a) M 80-100, *and* (b) M 100-140.

Tabel 5.3 adalah *Compressive strength value in PMMA scaffold for various sintering temperatures*. Data tersebut memperlihatkan bahwa nilai *compressive strength scaffold PMMA* M80-100 telah memenuhi syarat pada temperatur *sintering* 120-140 ^{o}C, namun tidak pada temperatur *sintering* 115 ^{o}C (< 2 MPa). Nilai *compressive strength scaffold PMMA* M100-140 pada semua temperatur *sintering* telah memenuhi syarat. Pada pembahasan ini juga ditampilkan beberapa laporan study sebelumnya sebagai perbandingan hasil yang diperoleh, seperti pada Tabel 5.4

Tabel 5.3. *Compressive strength scaffold PMMA* dengan temperatur *sintering* yang berbeda

***Sintering temperature* (^{o}C)**	***Compressive strength* (MPa)**	
	M 80-100	**M 100-140**
115	1.9 ±0.64	2.4 ±0.55
120	5.0 ±0.66	6.1 ±0.42
125	7.7 ±0.54	6.3 ±1.48
130	8.2 ±0.99	7.2 ±0.29
135	15.1 ±0.89	12.1 ±0.89
140	11.3 ±0.50	10.1 ±1.29

Tabel 5.4. Perbandingan hasil dari beberapa studi sebelumnya

Method	**Biomaterials**	**Pore size distribution (µm)**	**Porosity percentage (%)**	**CS (MPa)**	**Ref.**
Space holder	Bredigite	-	86	1.1	(Ghomi *et al.*, 2018)
Space holder	HA-micron:nano	126 - 385	65.6 ±1.7	2.2 ±0.2	(Indra A *et al.*, 2021)

Method	Biomaterials	Pore size distribution (µm)	Porosity percentage (%)	CS (MPa)	Ref.
Space holder	HA-MgO	100 - 250	80	1.6	(Sahmani *et al.*, 2019)
Space holder	HA snapper scales	129 - 394	60.7 ±2.8	1.6 ±0.4	(Indra A *et al.*, 2022)
Gas foaming	CHAp	690, 750, 880	-	-	(Januariyasa *et al.*, 2020)
Foaming	HA	150 - 1000	85	-	*(Novotna et al.*, 2019)
3D printing	HAp	-	67.01	< 2	*(B. S. Kim et al.*, 2018)
3D printing	HA	-	-	5.1	(Zeng *et al.*, 2018)
Freeze drying	Na-Alginate	-	70	1.76	(Kordjamshidi *et al.*, 2019)
Freeze drying	ZN/CS/nano HA	220	64	1.25	(Shahbazarab *et al.*, 2018)
Freeze drying	DP/HA	-	60.54	1.23	(Sayed *et al.*, 2019)
Freeze-gel casting	HA	65 - 108	81.8 ±0.7	3.23 ±0.75	(T. R. Kim *et al.*, 2019)
Granule casting	PMMA granules	120 - 360	70.6 ±0.3	3.1 ±0.3	Present study
		98 - 346	70.5 ±0.5	3.8 ±0.6	
		91 - 341	62.2 ±1.9	7.8 ±0.6	
Granule casting-CCm	PMMA M80-100	121 - 399	62.0 ±1.16	8.2 ±0.9	Present study
	PMMA M100-140	140 - 366	61.2 ±2.02	12.1 ±0.8	

5.5. Ikhtisar Hasil *Scaffold PMMA* (reduksi ukuran CCM)

Proses reduksi ukuran butiran *PMMA* dengan menggunakan *cold cutting method (CCm)* yang dikembangkan pada studi ini, telah berhasil mendapatkan butiran *PMMA* berbentuk *irregular lengthwise*. Bentuk *irregular lengthwise* pada butiran *PMMA* juga berhasil membuat *PMMA scaffold* dengan hasil yang sangat baik pada ukuran M80-100 dan M100-140. Hasil menunjukkan bahwa *PMMA scaffold* telah memenuhi syarat kualitas pada:

a. *Scaffold PMMA* M80-100 berhasil pada temperatur *sintering* 120, 125, dan 130 ^{o}C, dengan nilai *compressive strength*, *porosity*, dan *pore size distribution* masing-masing 5.0 MPa (62.5%) (107-309 µm), 7.7 MPa (62.2%) (126-330 µm), dan 8.2 MPa (62.0%) (121-399 µm)

b. *Scaffold PMMA* M100-140 berhasil pada temperatur *sintering* 130 dan 135 ^{o}C. dengan nilai *compressive strength*, *porosity*, dan *pore size distribution* masing-masing 7.2 MPa (64.8%) (104-225 µm) dan 12.1 MPa (61.2%) (140-366 µm)

Data tersebut di atas didukung oleh *SEM image* yang memperlihatkan terjadinya *grain bond* yang baik antara *granules PMMA* setelah proses *sintering*, sehingga nilai *compressive strength* memenuhi syarat. *Interconnected pores* yang merupakan salah satu syarat tumbuhnya jaringan sel juga terlihat dari *SEM image*. Dari analisa data pengujian *XRD*, tidak terjadi perubahan fasa *PMMA* setelah proses *sintering*.

DAFTAR PUSTAKA

Ali, U., Karim, K. J. B. A., & Buang, N. A. (2015). A Review of the Properties and Applications of Poly (Methyl Methacrylate) (PMMA). *Polymer Reviews*, *55*(4), 678–705. https://doi.org/10.1080/15583724.2015.1031377

Amini, A. R., Laurencin, C. T., & Nukavarapu, S. P. (2012). Bone Tissue Engineering: Recent Advances and Challenges. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, *40*(5), 363–408. https://doi.org/10.1615/CritRevBiomedEng.v40.i5.10

Bohner, M., Van Lenthe, G. H., Grünenfelder, S., Hirsiger, W., Evison, R., & Müller, R. (2005). Synthesis and characterization of porous β-tricalcium phosphate blocks. *Biomaterials*, *26*(31), 6099–6105. https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.03.026

Cao, Y., Shi, T., Jiao, C., Liang, H., Chen, R., Tian, Z., … Shen, L. (2020). Fabrication and properties of zirconia/hydroxyapatite composite scaffold based on digital light processing. *Ceramics International*, *46*(2), 2300–2308. https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2019.09.219

Chai, J., Wang, G., Zhao, J., Zhang, A., Shi, Z., Wei, C., & Zhao, G. (2021). Microcellular PLA/PMMA foam fabricated by CO2foaming with outstanding shape-memory performance. *Journal of CO2 Utilization*, *49*(February), 101553. https://doi.org/10.1016/j.jcou.2021.101553

Cidonio, G., Glinka, M., Dawson, J. I., & Oreffo, R. O. C. (2019). The cell in the ink: Improving biofabrication by printing stem cells for skeletal regenerative medicine. *Biomaterials*, *209*(November 2018), 10–24. https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2019.04.009

Cience, B. I. S. (n.d.). *Iomaterials cience*.

Descamps, M., Richart, O., Hardouin, P., Hornez, J. C., & Leriche, A. (2008). Synthesis of macroporous β-tricalcium phosphate with controlled porous architectural. *Ceramics International*,

34(5), 1131–1137. https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2007.01.004

Dong, Q., Li, Y., Jiang, H., Zhou, X., Liu, H., Lu, M., … Bai, J. (2021). 3D-cubic interconnected porous Mg-based scaffolds for bone repair. *Journal of Magnesium and Alloys*, *9*(4), 1329–1338. https://doi.org/10.1016/j.jma.2020.05.022

Eilbagi, M., Emadi, R., Raeissi, K., Kharaziha, M., & Valiani, A. (2016). Mechanical and cytotoxicity evaluation of nanostructured hydroxyapatite-bredigite scaffolds for bone regeneration. *Materials Science and Engineering C*, *68*, 603–612. https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.06.030

Esposito Corcione, C., Gervaso, F., Scalera, F., Padmanabhan, S. K., Madaghiele, M., Montagna, F., … Maffezzoli, A. (2019). Highly loaded hydroxyapatite microsphere/ PLA porous scaffolds obtained by fused deposition modelling. *Ceramics International*, *45*(2), 2803–2810. https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2018.07.297

Ficai, A., Andronescu, E., Voicu, G., & Ficai, D. (2007). Advances in Collagen / Hydroxyapatite Composite Materials. https://doi.org/10.5772/13707

Fierz, F.C., F. Beckmann, M. Huser, S.H. Irsen, B. Leukers, F. Witte, Ö. Degistirici, A. Andronache, M. Thie, and B. M. (2008). "The Morphology of Anisotropic 3D-printed Hydroxyapatite Scaffolds." *Biomaterials*, *29*, no. *28*. https://doi.org/3799–806.

Ghomi, H., & Emadi, R. (2018). Fabrication of bioactive porous bredigite (Ca7MgSi4O16) scaffold via space holder method. *International Journal of Materials Research*, *109*(3), 257–264. https://doi.org/10.3139/146.111597

Hamman, J. H. (2010). Chitosan based polyelectrolyte complexes as potential carrier materials in drug delivery systems. *Marine Drugs*, *8*(4), 1305–1322. https://doi.org/10.3390/md8041305

Huang, Y., Gao, X., Ma, B., & Zhang, Y. (2021). Interface formation

and bonding mechanisms of laser welding of pmma plastic and 304 austenitic stainless steel. *Metals*, *11*(9). https://doi.org/10.3390/met11091495

Iguchi, Y., Akasaka, S., & Asai, S. (2020). Formation of PLA stereocomplex crystals during melt-blending of asymmetric PLLA/PDLA/PMMA blends of varying miscibility. *Polymer Journal*, *52*(2), 225–235. https://doi.org/10.1038/s41428-019-0256-6

Indra, A., Gunawarman, Affi, J., Mulyadi, I., & Wiyanto, Y. (2021). Physical and mechanical properties of hydroxyapatite ceramics with a mixture of micron and nano-sized powders: optimizing the sintering temperatures. *Ceramics Silikaty*. https://doi.org/doi: 10.13168/cs.2021.0022

Indra, A., Hadi, F., Mulyadi, I. H., Affi, J., & Gunawarman. (2021). A novel fabrication procedure for producing high strength hydroxyapatite ceramic scaffolds with high porosity. *Ceramics International*, *47*(19), 26991–27001. https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2021.06.112

Indra, A., Hamid, I., Farenza, J., Handra, N., Anrinal, A., & Subardi, A. (2022). Manufacturing Hydroxyapatite Scaffold from Snapper Scales with Green Phenolic Granules as the Space Holder Material. *SSRN Electronic Journal*, *136*(September), 105509. https://doi.org/10.2139/ssrn.4208687

Itokawa, H., Hiraide, T., Moriya, M., Fujimoto, M., Nagashima, G., Suzuki, R., & Fujimoto, T. (2007). A 12 month in vivo study on the response of bone to a hydroxyapatite-polymethylmethacrylate cranioplasty composite. *Biomaterials*, *28*(33), 4922–4927. https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.08.001

Januariyasa, I. K., & Yusuf, Y. (2020). Porous carbonated hydroxyapatite-based scaffold using simple gas foaming method. *Journal of Asian Ceramic Societies*, *8*(3), 634–641. https://doi.org/10.1080/21870764.2020.1770938

Johnell, O., & Kanis, J. A. (2006). An estimate of the worldwide

prevalence and disability associated with osteoporotic fractures. *Osteoporosis International*, *17*(12), 1726–1733. https://doi.org/10.1007/s00198-006-0172-4

Keaveny, T. M. (2004). *'Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design, McGraw Hill.*

Kim, B. S., Yang, S. S., & Kim, C. S. (2018). Incorporation of BMP-2 nanoparticles on the surface of a 3D-printed hydroxyapatite scaffold using an ε-polycaprolactone polymer emulsion coating method for bone tissue engineering. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, *170*(February), 421–429. https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2018.06.043

Kim, T. R., Kim, M. S., Goh, T. S., Lee, J. S., Kim, Y. H., Yoon, S. Y., & Lee, C. S. (2019). Evaluation of structural and mechanical properties of porous artificial bone scaffolds fabricated via advanced TBA-based freeze-gel casting technique. *Applied Sciences (Switzerland)*, *9*(9), 1–17. https://doi.org/10.3390/app9091965

Kim, Y. S., Smoak, M. M., Melchiorri, A. J., & Mikos, A. G. (2019). An Overview of the Tissue Engineering Market in the United States from 2011 to 2018. *Tissue Engineering - Part A*, *25*(1–2), 1–8. https://doi.org/10.1089/ten.tea.2018.0138

Kordjamshidi, A., Saber-Samandari, S., Ghadiri Nejad, M., & Khandan, A. (2019). Preparation of novel porous calcium silicate scaffold loaded by celecoxib drug using freeze drying technique: Fabrication, characterization and simulation. *Ceramics International*, *45*(11), 14126–14135. https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2019.04.113

Li, S., Kim, Y. wook, Choi, M. seon, & Nam, T. hyun. (2020). Highly porous Ni-free Ti-based scaffolds with large recoverable strain for biomedical applications. *Intermetallics*, *116*(July 2019), 106657. https://doi.org/10.1016/j.intermet.2019.106657

Li, X., & Feng, Q. (2005). Porous poly-L-lactic acid scaffold reinforced by chitin fibers. *Polymer Bulletin*, *54*(1–2), 47–55.

https://doi.org/10.1007/s00289-005-0364-7

Mahammod, B. P., Barua, E., Deb, P., Deoghare, A. B., & Pandey, K. M. (2020). Investigation of Physico-mechanical Behavior, Permeability and Wall Shear Stress of Porous HA/PMMA Composite Bone Scaffold. *Arabian Journal for Science and Engineering*, *45*(7), 5505–5515. https://doi.org/10.1007/s13369-020-04467-w

Manavitehrani, I., Le, T. Y. L., Daly, S., Wang, Y., Maitz, P. K., Schindeler, A., & Dehghani, F. (2019). Formation of porous biodegradable scaffolds based on poly(propylene carbonate) using gas foaming technology. *Materials Science and Engineering C*, *96*(November 2018), 824–830. https://doi.org/10.1016/j.msec.2018.11.088

Motealleh, A., Eqtesadi, S., Perera, F. H., Ortiz, A. L., Miranda, P., Pajares, A., & Wendelbo, R. (2019). Reinforcing 13–93 bioglass scaffolds fabricated by robocasting and pressureless spark plasma sintering with graphene oxide. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *97*(April), 108–116. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.05.016

Muhammad Syazwan, M. N., Ahmad-Fauzi, M. N., Balestri, W., Reinwald, Y., & Yanny Marliana, B. I. (2021). Effectiveness of various sintering aids on the densification and in vitro properties of carbonated hydroxyapatite porous scaffolds produced by foam replication technique. *Materials Today Communications*, *27*(April), 102395. https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2021.102395

Novotna, L., Kucera, L., Hampl, A., Drdlik, D., & Cihlar, J. (2019). Biphasic calcium phosphate scaffolds with controlled pore size distribution prepared by in-situ foaming. *Materials Science and Engineering C*, *95*, 363–370. https://doi.org/10.1016/j.msec.2018.03.022

Oladapo, B. I., Zahedi, S. A., & Adeoye, A. O. M. (2019). 3D printing of bone scaffolds with hybrid biomaterials. *Composites Part B: Engineering*, *158*(September 2018), 428–436.

https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2018.09.065

Pekdemir, M. E., Öner, E., Kök, M., & Qader, I. N. (2021). Thermal behavior and shape memory properties of PCL blends film with PVC and PMMA polymers. *Iranian Polymer Journal (English Edition)*, *30*(6), 633–641. https://doi.org/10.1007/s13726-021-00919-8

Perdigones, F., & Quero, J. M. (2019). Highly integrable and normally open microvalve for industrial thermoplastic-based lab on PCB. *Sensors and Actuators, A: Physical*, *300*, 111639. https://doi.org/10.1016/j.sna.2019.111639

Phillips, G. O., & Williams., P. A. (2005). *"Handbook of Hydrocolloids". Cambridge: Woodhead Publishing.*

Phuah, X. L., Wang, H., Charalambous, H., Jha, S. K., Tsakalakos, T., Zhang, X., & Wang, H. (2019). Comparison of the grain growth behavior and defect structures of flash sintered ZnO with and without controlled current ramp. *Scripta Materialia*, *162*, 251–255. https://doi.org/10.1016/j.scriptamat.2018.11.009

Riquet, G., Marinel, S., Bréard, Y., & Harnois, C. (2019). Sintering mechanism and grain growth in CaCu 3 Ti 4 O 12 ceramics. *Ceramics International*, *45*(7), 9185–9191. https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2019.01.261

Rojek, J., Nosewicz, S., Maździarz, M., Kowalczyk, P., Wawrzyk, K., & Lumelskyj, D. (2017). Modeling of a Sintering Process at Various Scales. *Procedia Engineering*, *177*, 263–270. https://doi.org/10.1016/j.proeng.2017.02.210

Roohani-Esfahani, S. I., Newman, P., & Zreiqat, H. (2016). Design and Fabrication of 3D printed Scaffolds with a Mechanical Strength Comparable to Cortical Bone to Repair Large Bone Defects. *Scientific Reports*, *6*(February 2015), 1–8. https://doi.org/10.1038/srep19468

Safarzadeh, M., Chee, C. F., Ramesh, S., & Fauzi, M. N. A. (2020). Effect of sintering temperature on the morphology, crystallinity

and mechanical properties of carbonated hydroxyapatite (CHA). *Ceramics International*, *46*(17), 26784–26789. https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2020.07.153

Sahmani, S., Saber-Samandari, S., Khandan, A., & Aghdam, M. M. (2019). Influence of MgO nanoparticles on the mechanical properties of coated hydroxyapatite nanocomposite scaffolds produced via space holder technique: Fabrication, characterization and simulation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *95*, 76–88. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.03.014

Santos-Rosales, V., Gallo, M., Jaeger, P., Alvarez-Lorenzo, C., Gómez-Amoza, J. L., & García-González, C. A. (2020). New insights in the morphological characterization and modelling of poly(ε-caprolactone) bone scaffolds obtained by supercritical CO2 foaming. *Journal of Supercritical Fluids*, *166*. https://doi.org/10.1016/j.supflu.2020.105012

Saparuddin, D. I., Noor Hisham, N. A., Aziz, S. A., Matori, K. A., Honda, S., Iwamoto, Y., & Mohd Zaid, M. H. (2020). Effect of sintering temperature on the crystal growth, microstructure and mechanical strength of foam glass-ceramic from waste materials. *Journal of Materials Research and Technology*, *9*(3), 5640–5647. https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2020.03.089

Saxena, P., & Shukla, P. (2021). *A comparative analysis of the basic properties and applications of poly (vinylidene fluoride) (PVDF) and poly (methyl methacrylate) (PMMA)*. *Polymer Bulletin*. Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/s00289-021-03790-y

Sayed, M., Mahmoud, E. M., Bondioli, F., & Naga, S. M. (2019). Developing porous diopside/hydroxyapatite bio-composite scaffolds via a combination of freeze-drying and coating process. *Ceramics International*, *45*(7), 9025–9031. https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2019.01.236

Shah, J. J., Geist, J., Locascio, L. E., Gaitan, M., Rao, M. V., & Vreeland, W. N. (2006). Surface modification of poly(methyl

methacrylate) for improved adsorption of wall coating polymers for microchip electrophoresis. *Electrophoresis*, *27*(19), 3788–3796. https://doi.org/10.1002/elps.200600118

Shahbazarab, Z., Teimouri, A., Chermahini, A. N., & Azadi, M. (2018). Fabrication and characterization of nanobiocomposite scaffold of zein/chitosan/nanohydroxyapatite prepared by freeze-drying method for bone tissue engineering. *International Journal of Biological Macromolecules*, *108*, 1017–1027. https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2017.11.017

Sidorov, F., Rogozhin, A., Bruk, M., & Zhikharev, E. (2020). Direct Monte-Carlo simulation of dry e-beam etching of resist. *Microelectronic Engineering*, *227*(April). https://doi.org/10.1016/j.mee.2020.111313

Sivadas, B. O., Ashcroft, I., Khlobystov, A. N., & Goodridge, R. D. (2021). Laser sintering of polymer nanocomposites. *Advanced Industrial and Engineering Polymer Research*, *4*(4), 277–300. https://doi.org/10.1016/j.aiepr.2021.07.003

Swain, S. K. (2009). Processing of Porous Hydroxyapatite Scaffold Processing of Porous Hydroxyapatite Scaffold. *Rourkela*. https://doi.org/10.1007/s00340-007-2759-7

Torres Arango, M., Zhang, Y., Zhao, C., Li, R., Doerk, G., Nykypanchuk, D., … Wiegart, L. (2020). Ink-substrate interactions during 3D printing revealed by time-resolved coherent X-ray scattering. *Materials Today Physics*, *14*(xxxx). https://doi.org/10.1016/j.mtphys.2020.100220

Vedhanayagam, M., Anandasadagopan, S., Nair, B. U., & Sreeram, K. J. (2020). Polymethyl methacrylate (PMMA) grafted collagen scaffold reinforced by PdO–TiO2 nanocomposites. *Materials Science and Engineering C*, *108*, 110378. https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.110378

World Health Organization. (2015). Global Status Report on Road. *Global Status Report on Road Safety 2015. World Health Organization. Http://Www.Who.Int/Iris/Handle/10665/189242*, 323.

https://doi.org/ISBN: 978 92 4 156485 4

Xie, Y., Zhao, L., Zhang, Z., Wang, X., Wang, R., & Cui, C. (2018). Fabrication and properties of porous Zn-Ag alloy scaffolds as biodegradable materials. *Materials Chemistry and Physics*, *219*(April), 433–443. https://doi.org/10.1016/j.matchemphys.2018.08.023

Yusuf, Y., & Diputra, A. H. (2024). *Konsep dasar scaffold biomaterial dan rekayasa jaringan* (1st ed.). Yogyakarta: Gadjah Mada University Press.

Zeng, Y., Yan, Y., Yan, H., Liu, C., Li, P., Dong, P., … Chen, J. (2018). 3D printing of hydroxyapatite scaffolds with good mechanical and biocompatible properties by digital light processing. *Journal of Materials Science*, *53*(9), 6291–6301. https://doi.org/10.1007/s10853-018-1992-2

TENTANG PENULIS

Prof. Dr. Ade Indra, S.T., M.T saat ini bekerja sebagai Guru Besar bidang Material Teknik pada Program Studi Teknik Mesin Institut Teknologi Padang (ITP). dilahirkan pada tanggal 27 Oktober 1974 di Payakumbuh, sebagai anak kedua dari ayah Zamzami bin Tros dan Ibu Jalina binti Jaludin. Gelar Sarjana Teknik (ST) diperoleh pada Program Studi Teknik Mesin Sekolah Tinggi Teknik Padang (STTP – sekarang ITP) tahun 1999. Pada tahun 2001 melanjutkan pendidikan pada Program Studi S2 Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Gadjah Mada (UGM) Yogjakarta yang diselesaikan pada tahun 2003 dengan pembiayaan beasiswa Yayasan Pendidikan Teknologi Padang (YPTP). Tahun 2018 melanjutkan pendidikan akademik tertinggi pada Program Studi Doktor Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Andalas, dengan predikat lulus *Summa Cumlaude* pada tahun 2021 dengan dukungan pendanaan Hibah Penelitian Disertasi Doktor (PDD) dan YPTP. Semenjak tahun 2004 sampai sekarang aktif melakukan penelitian dengan berbagai skim dengan sumber pendanaan dari kementerian. Fokus riset saat ini adalah pada bidang Ceramics and Biomaterial Product. Beliau telah menghasilkan karya-karya dari hasil penelitian antara lain: Prototype horizontal ball mill, jurnal internasional bereputasi dan berdampak faktor, prosiding internasional terindek, jurnal terakreditasi sinta, beberapa paten, dan lainnya.

SINOPSIS

Rekayasa jaringan merupakan bidang multidisiplin ilmu yang terdiri dari kombinasi ilmu kimia, ilmu biologi, ilmu material, ilmu fisika, ilmu medis, dan lainnya dengan tujuan memperbaiki jaringan yang rusak. Bidang rekayasa jaringan telah berkembang yang menawarkan potensi regenerasi jaringan untuk pengobatan berbagai penyakit. Biomaterial adalah material fungsional yang mampu berinteraksi dengan jaringan mahluk hidup dan berperan penting dalam menyediakan struktur dan dukungan untuk pertumbuhan jaringan.

Bone scaffold merupakan tulang tiruan untuk pengganti *cancellous bone* yang memiliki pori-pori dan porositas tinggi, dimana struktur *scaffold* dapat memfasilitasi reproduksi sel untuk pembentukan jaringan baru. *Scaffold* memiliki sifat-sifat yang unik, yaitu harus memiliki *compressive strength* tinggi dengan pori-pori dan persentase prositas yang juga harus tinggi. Metode manufaktur yang sering dikembangkan untuk membuat *scaffold* telah sering dikaji diantaranya: *space holder method, 3D printing method, emulsification method, freeze drying method, foaming method, granule casting*, dan lainnya. Metode-metode tersebut masih terus dikembangkan untuk menghasilkan sifat-sifat utama dari *scaffold* seperti: ukuran pori-pori 100-400 µm, porosity 60-90%, dan *compressive strength* 2-20 MPa. Untuk itu, sangat dibutukan pengembangan teknik baru untuk manufaktur *scaffold* baik dari faktor material utama dan pendukung maupun tahapan proses manufakturnya.

Dalam buku ini dibahas secara khusus terkait dengan pengembangan metode baru dalam proses manufaktur *scaffold* berbahan *Poly(methyl methacrylate) (PMMA)*. Manufaktur *scaffold PMMA* dengan beberapa metode beserta hasil karakterisasi dan pengujian dibahas secara komprehensif. Semoga bermanfaat.

Rekayasa jaringan merupakan bidang multidisiplin ilmu yang terdiri dari kombinasi ilmu kimia, ilmu biologi, ilmu material, ilmu fisika, ilmu medis, dan lainnya dengan tujuan memperbaiki jaringan yang rusak. Bidang rekayasa jaringan telah berkembang yang menawarkan potensi regenerasi jaringan untuk pengobatan berbagai penyakit. Biomaterial adalah material fungsional yang mampu berinteraksi dengan jaringan mahluk hidup dan berperan penting dalam menyediakan struktur dan dukungan untuk pertumbuhan jaringan.

Bone scaffold merupakan tulang tiruan untuk pengganti *cancellous bone* yang memiliki pori-pori dan porositas tinggi, dimana struktur *scaffold* dapat memfasilitasi reproduksi sel untuk pembentukan jaringan baru. *Scaffold* memiliki sifat-sifat yang unik, yaitu harus memiliki *compressive strength* tinggi dengan pori-pori dan persentase prositas yang juga harus tinggi. Metode manufaktur yang sering dikembangkan untuk membuat *scaffold* telah sering dikaji diantaranya: *space holder method, 3D printing method, emulsification method, freeze drying method, foaming method, granule casting*, dan lainnya. Metode-metode tersebut masih terus dikembangkan untuk menghasilkan sifat-sifat utama dari *scaffold* seperti: ukuran pori-pori 100-400 µm, porosity 60-90%, dan *compressive strength* 2-20 MPa. Untuk itu, sangat dibutukan pengembangan teknik baru untuk manufaktur *scaffold* baik dari faktor material utama dan pendukung maupun tahapan proses manufakturnya.

Dalam buku ini dibahas secara khusus terkait dengan pengembangan metode baru dalam proses manufaktur *scaffold* berbahan *Poly (methyl methacrylate) (PMMA)*. Manufaktur *scaffold PMMA* dengan beberapa metode beserta hasil karakterisasi dan pengujian dibahas secara komprehensif. Semoga bermanfaat.

ITP Press
Jl. Gajah Mada kandis
Nanggalo Padang 25143

Barkot