



UNIVERSITAS INDONESIA

**Pengembangan Plat Biomedis Berbasis PLA/Pati Sagu dengan
Compatibilizer Poly Ethylene Glycol Menggunakan Metode Injection
Molding**

TESIS

Athoillah Azadi

1806244351

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN
DEPOK
2020**



UNIVERSITAS INDONESIA

HALAMAN JUDUL

**Pengembangan Plat Biomedis Berbasis PLA/Pati Sagu dengan
Compatibilizer Poly Ethylene Glycol Menggunakan Metode Injection
Molding**

TESIS

Athoillah Azadi

1806244351

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN**

DEPOK

JULI, 2020

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

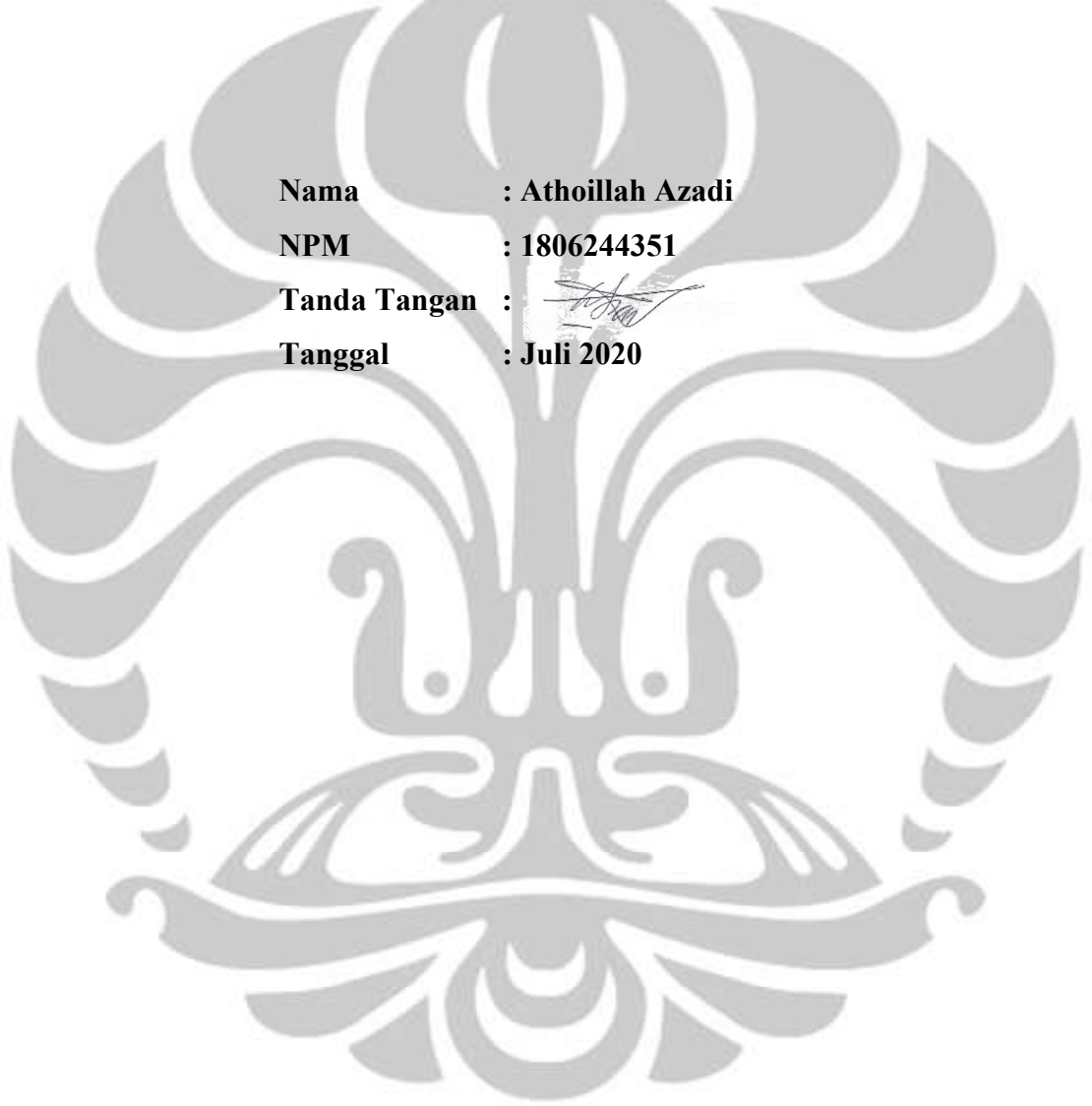
**Tesis ini adalah hasil karya saya sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar.**

Nama : Athoillah Azadi

NPM : 1806244351

Tanda Tangan : 

Tanggal : Juli 2020



HALAMAN PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh :

Nama : Athoillah Azadi

NPM : 1806244351

Program Studi : Teknik Mesin

Judul Tesis : **Pengembangan Plat Biomedis Berbasis PLA/Pati Sagu dengan Compatibilizer Poly Ethylene Glycol Menggunakan Metode Injection Molding**

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Magister Teknik, pada Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Indonesia.

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Sugeng Supriadi, S.T., M.S.Eng., Ph.D ()

Penguji 1 : Dr. Yudan Whulanza, S.T., M.Sc. ()

Penguji 2 : Agung Shamsuddin Saragih, S.T., MSc.Eng., Ph.D ()

Penguji 3 : Mochamad Chalid, S.Si, M.Sc.Eng (Sc)., Ph.D ()

Penguji 4 : Prof. Dr. Ir. Tresna P. Soemardi. DEA ()

Ditetapkan di :

Tanggal :

KATA PENGANTAR

Puji syukur saya panjatkan kepada Allah SWT. karena atas berkat dan rahmat-Nya, saya dapat menyelesaikan tesis ini. Penulisan tesis ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Magister Teknik Jurusan Teknik Mesin pada Fakultas Teknik Universitas Indonesia. Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan sampai pada penyusunan tesis ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, saya mengucapkan terima kasih kepada:

- (1) Sugeng Supriyadi, S.T., M.S.Eng., Ph.D. selaku dosen pembimbing yang telah menyediakan waktu, tenaga, dan pikiran untuk mengarahkan saya dalam penyusunan tesis ini;
- (2) Dr. Yudan Whulanza, S.T., M.Sc. atas saran dan dukungannya selama penelitian
- (3) Pihak Laboratorium Teknik Mesin dan Teknik Material Universitas Indonesia;
- (4) Rekan-rekan S2 Teknik Mesin Angkatan 2018 yang berbagi semangat dalam menghadapi penelitian masing-masing;
- (5) Rekan-rekan semua yang senantiasa berbagi wawasan dan berdiskusi terkait tema pengelolaan sampah menjadi energi.
- (6) Istri saya HRW dan puteri saya Milly, serta orang tua dan keluarga yang telah memberikan bantuan dukungan material dan moral; dan
- (7) Sahabat-sahabat yang telah banyak membantu saya dalam menyelesaikan tesis ini.

Akhir kata, saya berharap Allah SWT berkenan membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Semoga tesis ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan khususnya terkait peningkatan manfaat dari produk pertanian dalam bidang medis.

Depok, Juni 2020

Penulis

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai civitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Athoillah Azadi

NPM : 1806244351

Program Studi : Teknik Mesin

Fakultas : Teknik

Jenis karya : Tesis

demikian pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty- Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul : **Pengembangan Plat Biomedis Berbasis PLA/Pati Sagu dengan Compatibilizer Poly Ethylene Glycol Menggunakan Metode *Injection molding*** beserta perangkat yang ada. Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/format-kan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan memublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada tanggal : Juli 2020

Yang menyatakan



(Athoillah Azadi)

ABSTRAK

Nama : Athoillah Azadi
Program Studi : Teknik Mesin
Judul : Pengembangan Plat Biomedis Berbasis PLA/Pati Sagu dengan Compatibilizer Poly Ethylene Glycol Menggunakan Metode Injection Molding
Pembimbing : Sugeng Supriyadi, S.T., M.S.Eng., Ph.D.

Poly lactide acid (PLA) telah banyak diteliti dan telah digunakan sebagai material yang dapat digunakan untuk plat penyambung tulang (*miniplate*). Namun, PLA memiliki degradasi yang lambat pada fase kristal dapat menyebabkan beberapa komplikasi pada jaringan. *Miniplate* berfungsi sebagai penyambung tulang rusak yang dapat ditransplantasikan ke dalam tubuh tanpa adanya penolakan dari tubuh. Pati sagu (*Metroxylon sago*) sebagai polimer biodegradable yang keberadaannya melimpah di Indonesia, memiliki kemampuan degradasi yang baik dan tidak beracun, berpotensi memperbaiki sifat degradasi dari PLA. Penelitian ini bertujuan menganalisa karakteristik implan *miniplate* yang terbuat dari campuran PLA/pati sagu dengan compatibilizer Poly ethylene glycol (PEG) menggunakan metode *injection molding* pada berbagai variasi temperatur injeksi. Proses pencampuran PLA dengan pati sagu dan PEG menggunakan metode *solution blending*. Penelitian ini menggunakan material pati sagu sebagai pengisi (*filler*) pada PLA dengan prosentase 10%, 20%, 30%, 40% dan 50% dari berat campuran PLA/pati sagu. Compatibilizer PEG 10% dan 20% berat ditambahkan ke dalam campuran PLA/pati sagu dan digunakan untuk mencetak *miniplate* pada temperatur injeksi 150 °C, 160 °C, 170 °C, dan 180 °C. Sifat mekanik, sifat biodegradabilitas, struktur, sifat termal, serta morfologi dari produk *miniplate* berhasil dianalisis. Pada campuran PLA/pati sagu menunjukkan bahwa keseragaman distribusi dan ikatan antarmuka pati sagu dan PLA menjadi penyebab pada penurunan kekuatan tarik, kekuatan bending, serta modulus elastisitas dibandingkan dengan PLA murni. Penambahan compatibilizer PEG memberikan pengaruh pada peningkatan ikatan antarmuka pati pada matrik PLA, peningkatan kemampuan tarik, penurunan temperatur lebur (T_m) dan temperatur transisi kaca (T_g), serta meningkatkan derajat kristalinitas (X_c) dari *miniplate*. Peningkatan temperatur injeksi akan meningkatkan laju degradabilitas. Berdasarkan hasil penelitian diperoleh bahwa pencetakan optimum *miniplate* dengan *injection molding* berada pada temperatur 170 °C pada penambahan PEG 10%.

Kata kunci: PLA, pati sagu, PEG, *miniplate*, *injection molding*

ABSTRACT

Name : Athoillah Azadi
Study Program : Mechanical Engineering
Title : Development of Biomedical Plate Based on PLA/Sago Starch With
Compatibilizer Poly Ethylene Glycol Using Injection Molding
Counsellor : Sugeng Supriyadi, S.T., M.S.Eng., Ph.D.

Poly lactide acid (PLA) has been widely studied as a material for bone joint plates (miniplate). However, slow degradation of PLA on crystal phase could resulting several complications in the tissue. Miniplate function as a connective bone fracture which can be transplanted without repudiation from the human body. Sago starch (*Metroxylon sago*) as abundant biodegradable polymer available in Indonesia, has better degradation properties and also non-toxic, potentially can improve the degradation properties of PLA. The purpose of the study was to characterize miniplate implants made of PLA/sago starch coupled with Poly ethylene glycol (PEG) as compatibilizer using *injection molding* methods at various injection temperatures. The solution blending method is used for the preparation. This study uses sago starch as filler in the PLA matrix with a percentage of 10 wt%, 20 wt%, 30 wt%, 40 wt% and 50 wt%. PEG 10 wt% and 20 wt% was added to PLA/sago starch then used to production at injection temperatures of 150 °C, 160 °C, 170 °C, and 180 °C. Mechanical and thermal properties, biodegradability, structure, and morphology of the miniplate products were analyzed. On PLA/sago starch blend shown that uniformity distribution of sago starch and interface bonds causing decrease tensile and bending strength, also modulus of elasticity compared with pure PLA. Added PEG as a compatibilizer effecting enhancement on interface starch bonds on PLA matrix, increasing drawability, decreasing melting temperature (T_m) and glass transition temperature (T_g), and increasement of crystallinity (X_c). Increasing injection temperatures will promote degradability rate. Research finds the optimum molding temperature using *injection molding* are at 170 °C in addition 10% PEG.

Keywords : PLA, sago starch, PEG, miniplate, injection molding

DAFTAR ISI

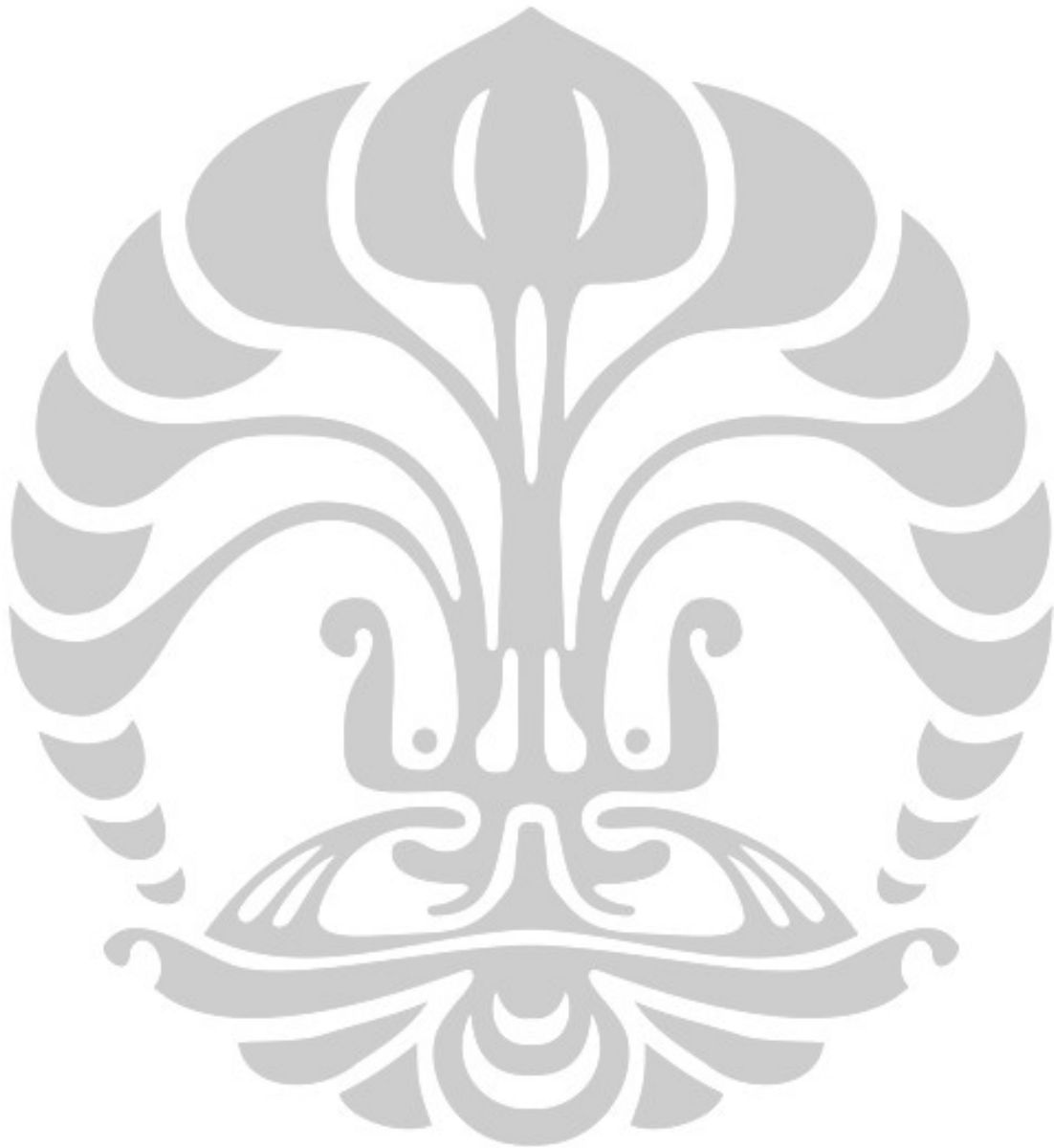
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
HALAMAN PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR.....	iv
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI	v
ABSTRAK	vi
DAFTAR ISI	viii
DAFTAR TABEL	x
DAFTAR GAMBAR.....	xii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Tujuan Penelitian	3
1.4 Manfaat Penelitian	4
1.5 Batasan Masalah	4
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Polylactic Acid (PLA)	5
2.1.1 Sifat Mekanik dan Sifat Termal PLA	7
2.1.2 Sifat Solubilitas PLA	11
2.1.3 Sifat Reologi PLA	11
2.1.4 Sifat Degradasi dan Stabilitas PLA.....	13
2.2 Pati Sagu (<i>Metroxylon Sago</i>).....	15
2.2.1 Sifat Gelatinisasi Pati Sagu.....	18
2.2.2 Sifat Reologi Pati Sagu.....	18
2.2.3 Keunggulan Pati Sagu Dibandingkan dengan Sumber Pati Lain.....	19
2.3 Compatibilizer <i>Poly Ethylene Glycol</i> (PEG)	22
2.4 Pengaruh Penambahan Compatibilizer PEG Pada PLA	25
2.5 Campuran PLA/Pati dan PEG	27
2.6 Penggunaan PLA Dalam Bidang Biomedis.....	32
2.7 Implan Fiksasi Tulang Maksilofasial Terbiodegradasi (<i>Biodegradable Craniomaxillofacial/CMF</i>).....	33
2.8 Metode <i>Injection Molding</i>	38
2.9 <i>Injection molding</i> PLA	49
2.10 <i>Fourier Transform Infrared Red Spectroscopy</i> (FTIR).....	51
2.11 <i>Scanning Electron Microscopy</i> (SEM).....	53
2.12 <i>Phosphate Buffered Saline</i> (PBS).....	55
BAB 3 METODE PENELITIAN	56
3.1 Alur Penelitian	56
3.1.1 Pembuatan Komposit PLA/Pati Sagu	57
3.1.2 Pembuatan Komposit PLA/Pati Sagu dengan Compatibilizer PEG	59
3.1.3 Pencetakan Miniplate Dengan Material PLA/Pati Sagu dan PLA/Pati Sagu/PEG.....	61
3.2 Tempat dan Waktu Penelitian.....	62

3.3	Bahan dan Peralatan Uji	63
3.3.1	Bahan Uji	63
3.3.2	Peralatan Uji.....	63
3.4.	Prosedur Pengujian	64
3.4.1	Pengukuran Dimensi Produk Miniplate.....	64
3.4.2	Pengujian Sifat Mekanik Implan Miniplate.....	66
3.4.3	Analisis TGA/DSC Miniplate.....	67
3.4.4	<i>Fourier Transform Infrared Red Spectroscopy</i> (FTIR).....	68
3.4.5	Pengujian Biodegradasi Miniplate	68
3.4.6	Prosedur Pengujian XRD.....	69
3.4.7	Pengujian SEM	70
BAB 4 .HASIL DAN PEMBAHASAN		71
4.1.	Karakteristik Material PLA dan Pati Sagu	71
4.2.	Proses Pembuatan Komposit	73
4.3.	Proses <i>Injection molding</i> Miniplate	75
4.4.	Dimensi Produk Miniplate.....	76
4.5.	Sifat Mekanik Miniplate	81
4.6.	Analisis Biodegradasi Miniplate Campuran PLA/Pati/PEG	95
4.7.	Percepatan Laju Degradasi Miniplate.....	106
4.8.	Analisis Mikro Miniplate Menggunakan <i>Scanning Electron Microscopy</i> (SEM)	107
4.9.	Analisis FT-IR Material Campuran PLA/Pati Sagu/PEG	114
4.10.	Analisis <i>X-Ray Diffraction</i> (XRD) pada Miniplate PLA/Pati Sagu/PEG.....	117
4.11.	Analisis DSC dan Termogravimetri (TGA) Material Campuran PLA/Pati Sagu/PEG.....	119
4.12.	Perbandingan Sifat Mekanik Miniplate PLA/Pati-sagu/PEG dengan Material Pelat Biomedis Lain.....	125
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN		130
5.1.	Kesimpulan	130
5.2.	Saran	131
Daftar Pustaka		133

DAFTAR TABEL

Tabel 1.1. Perbandingan Sifat Mekanik PLLA dengan Polystyrene, dan PET	8
Tabel 2.2. Sifat Mekanik Poly(L-Lactide) dengan Perbedaan Berat Molekul	8
Tabel 2.3. Sifat Termal PLA	9
Tabel 2.4. Karakteristik Termal Penambahan Compatibilizer Pada PLA.....	10
Tabel 2.5. Data produksi sumber pati di Indonesia.	16
Tabel 2.6. Karakteristik fisikokimia pati sagu.....	17
Tabel 2.7. Karakteristik Pati dari Beberapa Sumber Tanaman	20
Tabel 2.8. Karakteristik Sifat Mekanik Pati dari Beberapa Sumber Tanaman.....	22
Tabel 2.9. Pengaruh Penambahan Compatibilizer PEG pada PLA.....	25
Tabel 2.10. Karakteristik Mekanik PLA dan Campuran PLA	30
Tabel 2.11. Karakteristik Termal dan Berat Molekul dari Campuran PLA/Pati.....	31
Tabel 2.12. Karakteristik Mekanik Plat Tulang dari Material Titanium dan Titanium Alloy	34
Tabel 2.13. Karakteristik Mekanik Plat Tulang	36
Tabel 2.14. Korelasi inframerah.....	52
Tabel 2.15. Bilangan gelombang dan gugus fungsi TPS.....	53
Tabel 2.16. Bilangan gelombang dan gugus fungsi PLA.....	53
Tabel 3.1. Komposisi campuran PLA dan pati sagu	57
Tabel 3.2. Komposisi campuran PLA/pati sagu/PEG	59
Tabel 4.1. Karakteristik Material PLA Filament Sunlu®	71
Tabel 4.2. Karakteristik Pati Sagu Murni Merk Dagang “SAPAPUA”	72
Tabel 4.3. Parameter Dimensi Desain Miniplate.....	78
Tabel 4.4. Dimensi Miniplate	80
Tabel 4.5. Sifat mekanik pengujian tarik miniplate dengan variasi campuran PLA/pati sagu	82
Tabel 4.6. Sifat mekanik pengujian tarik miniplate PLA murni dengan penambahan PEG.....	87
Tabel 4.8. Sifat mekanik pengujian tarik miniplate PLA/pati dengan penambahan compatibilizer PEG.....	87
Tabel 4.8. Sifat mekanik pengujian <i>bending</i> miniplate dengan variasi campuran PLA/pati sagu	89
Tabel 4.9. Sifat mekanik pengujian <i>bending</i> miniplate PLA/pati sagu dan PLA murni/PEG	90
Tabel 4.10. Sifat mekanik pengujian <i>bending</i> miniplate PLA/pati dengan penambahan PEG.....	92
Tabel 4.11. Penurunan berat miniplate PLA/pati sagu.....	98
Tabel 4.12. Penurunan berat miniplate PLA/pati sagu terhadap luas permukaan sampel per hari	98
Tabel 4.13. Penurunan berat miniplate pada temperatur injeksi 150°C	104
Tabel 4.14. Penurunan berat miniplate pada temperatur injeksi 160°C	104
Tabel 4.15. Penurunan berat miniplate pada temperatur injeksi 170°C	105
Tabel 4.16. Penurunan berat miniplate pada temperatur injeksi 180°C	106
Tabel 4.17. Percepatan laju degradasi miniplate dengan variasi penambahan pati sagu.....	106
Tabel 4.18. Spektrum FTIR pada pati	115
Tabel 4.19. Spektrum FTIR pada PLA & PEG	116

Tabel 4.20. Data DSC dan TGA dari berbagai macam campuran PLA/pati sagu/PEG122
Tabel 4.21. Sifat Mekanik Berbagai Material Implant Miniplate 126



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1. Monomer Asam Laktat.....	5
Gambar 2.2. Stereoisomer Asam Laktat.....	5
Gambar 2.3. Erosi permukaan (A) dan erosi bulk (B)	14
Gambar 2.4. Struktur kimia (a) amilosa (b) amilopektin	17
Gambar 2.5. Struktur granula pati (Carvalho, 2008).....	19
Gambar 2.6. Mekanisme contabilizer pada tingkat molekuler (Trotignon et al., 1996)	24
Gambar 2.7. Perbandingan bentuk dan dimensi dari pelat dan sekrup dengan material terdegradasi (atas) dan titanium (bawah).....	37
Gambar 2.8. Dua sub tahapan proses injection molding (Khoshooee & Coates, 1998)	39
Gambar 2.9. Tahapan umum pada siklus injection molding (Khoshooee & Coates, 1998).....	40
Gambar 2.10. Siklus pencetakan injeksi.....	40
Gambar 2.11. Proses penurunan tekanan pada sistem aliran material menuju cavity (Zhou, 2013)	41
Gambar 2.12. Bagian-bagian mesin injection molding	42
Gambar 2.13. Bagian clamping unit.....	43
Gambar 2.14. Bagian mold standar	44
Gambar 2.15. Siklus Injection Moulding	45
Gambar 2.16. Skema Mesin Scanning Electron Microscopy (SEM).....	54
Gambar 3. 1. Diagram alir penelitian	56
Gambar 3.2. Tahapan pembuatan komposit PLA/pati sagu	58
Gambar 3.3. Tahapan pembuatan komposit PLA/pati sagu/PEG	60
Gambar 3.4. Tahapan pencetakan miniplate PLA-pati sagu	61
Gambar 3.5. Nikon microscope.....	64
Gambar 3.6. Perangkat lunak Indomicroview	64
Gambar 3.7. Parameter pengukuran dimensi miniplate	65
Gambar 3.8. Perangkat mesin Tensilon AND MCT-2150	66
Gambar 3.9. Prosedur pengujian biodegradasi miniplate.....	69
Gambar 4.1. Penimbangan material PLA dan pati sagu.....	73
Gambar 4.2. Proses pengadukan campuran PLA/pati sagu (a) dan penuangan larutan pada cetakan (b).....	74
Gambar 4.3. Proses pengeringan campuran PLA/pati sagu (a), tampilan komposit setelah pengeringan (b).....	74
Gambar 4.4. Proses pengecilan ukuran komposit (a) dan hasil pengecilan (b).....	75
Gambar 4.5. Proses injection molding miniplate (a) dan hasil pencetakan miniplate (b)	75
Gambar 4.6. Poduk miniplate hasil injection molding; produk miniplate dengan variasi campuran PLA/pati (a), dan produk miniplate dengan variasi penambahan compatibilizer PEG (b).....	76
Gambar 4.7. Desain miniplate (a) dan acuan pengukuran dimensi produk (b).....	77
Gambar 4.8. Profil pengukuran miniplate : (a) miniplate Inion® (b) miniplate PLA/pati.....	78
Gambar 4.9. Pengukuran sudut kemiringan lubang miniplate : (a) posisi spesimen pada jig (b) profil sudut kemiringan miniplate PLA/pati	79
Gambar 4.10. Profil pengukuran ketebalan miniplate.....	79
Gambar 4.11. Sifat mekanik miniplate dengan material campuran PLA/pati sagu	82

Gambar 4.12. Kurva tegangan-regangan produk miniplat dengan penambahan PEG pada PLA/pati sagu berdasarkan perbedaan temperatur cetak injection molding : (a) PLA murni 90% berat : PEG 20% berat; (b) PLA/pati sagu tanpa tambahan PEG; (c) PLA/pati sagu 90% berat : PEG 10% berat; (d) PLA/pati sagu 80% berat : PEG 20% berat.	84
Gambar 4.13. Sifat mekanik miniplat hasil uji bending dengan material campuran PLA/pati sagu : (a) Kurva tegangan-regangan, (b) Grafik sifat mekanik..	89
Gambar 4.14. Sifat mekanik miniplat hasil uji bending dengan material PLA 80% berat : Pati 20% berat : (a) Kurva tegangan-regangan, (b) Grafik sifat mekanik.....	90
Gambar 4.15. Sifat mekanik miniplat hasil uji bending dengan material PLA 90% berat : PEG 10% berat : (a) Kurva tegangan-regangan, (b) Grafik sifat mekanik.....	91
Gambar 4.16. Sifat mekanik miniplat hasil uji bending dengan material PLA/pati 90% berat : PEG 10% berat : (a) Kurva tegangan-regangan, (b) Grafik sifat mekanik.....	92
Gambar 4.17. Sifat mekanik miniplat hasil uji bending dengan material PLA/pati 80% berat : PEG 20% berat : (a) Kurva tegangan-regangan, (b) Grafik sifat mekanik.....	93
Gambar 4.18. Grafik perbandingan sifat mekanik pada uji bending miniplat pada temperatur injeksi 150oC (a), dan temperatur injeksi 160oC.....	94
Gambar 4.19. Grafik perbandingan sifat mekanik pada uji bending miniplat pada temperatur injeksi 170oC (a), dan temperatur injeksi 180oC.....	95
Gambar 4.20. Laju degradasi miniplat campuran PLA/pati dengan pembandingan PLA murni dan produk komersial Inion®	96
Gambar 4.21. Laju degradasi miniplat campuran PLA/pati 20% (a) dan laju degradasi per hari (b)	99
Gambar 4.22. Laju degradasi miniplat campuran PLA/PEG 10% (a) dan laju degradasi per hari (b)	100
Gambar 4.23. Laju degradasi miniplat campuran PLA/pati/PEG 10% (a) dan laju degradasi per hari (b).	102
Gambar 4.24. Laju degradasi miniplat campuran PLA/pati/PEG 20% (a) dan laju degradasi per hari (b).	102
Gambar 4.25. Laju degradasi miniplat campuran PLA/pati/PEG pada temperatur 150 oC (a) dan campuran PLA/pati/PEG pada temperatur 160oC (b).	103
Gambar 4.26. Laju degradasi miniplat campuran PLA/pati/PEG pada temperatur 170 oC (a) dan campuran PLA/pati/PEG pada temperature 180oC (b).	105
Gambar 4.27. Mikrograf SEM pada miniplat campuran PLA/pati sagu dengan variasi penambahan pati sagu pada matriks PLA : a. Material PLA murni; b. Pati sagu; c. miniplat PLA murni; d. miniplat 10% pati; e. 20% pati; f. 30% pati; g. 40% pati, h. 50% pati.....	108
Gambar 4.28. Model ikatan antarmuka pada campuran PLA/pati sagu.....	110
Gambar 4.29. Mikrograf SEM miniplat campuran PLA/pati sagu/PEG dengan variasi persentase penambahan PEG pada campuran PLA/pati sagu : a. miniplat PLA dengan penambahan PEG 10% berat; b. miniplat PLA/Pati sagu 20% berat tanpa penambahan PEG; c. miniplat PLA/pati sagu 20% berat dan penambahan PEG 10% berat; d. miniplat PLA/pati sagu 20% berat dan penambahan PEG 20 % berat campuran.....	111

Gambar 4.30. Ilustrasi ikatan antarmuka permukaan PLA/pati sagu/PEG	111
Gambar 4.31. Mikrograf SEM miniplate setelah 28 hari pengujian biodegradasi in-vitro : a. miniplate PLA/PEG 10%; b. miniplate PLA/Pati sagu 20% berat campuran; c. miniplate PLA/pati sagu dengan penambahan PEG 10% berat; d. miniplate PLA/pati sagu dengan penambahan PEG 20 %	112
Gambar 4.32. Spektrum FT-IR pada campuran PLA/pati sagu/PEG.....	115
Gambar 4.33. Pola difraksi X-ray pada campuran PLA/pati dan PLA/pati/PEG	118
Gambar 4.34. Termogram DSC miniplate dengan laju pemanasan 10 oC/mnt pada PLA murni (SPLA0).....	119
Gambar 4.35. Termogram DSC miniplate dengan laju pemanasan 10 oC/mnt pada PLA dengan penambahan PEG 10% (SPLA0P10)	120
Gambar 4.36. Termogram DSC miniplate dengan laju pemanasan 10 oC/mnt pada campuran PLA dengan pati sagu 20% berat (SPLA20P0)	121
Gambar 4.37. Termogram DSC miniplate dengan laju pemanasan 10 oC/mnt pada campuran PLA/pati sagu dengan penambahan PEG 10% berat (SPLA20P10).....	121
Gambar 4.38. Termogram DSC miniplate dengan laju pemanasan 10 oC/mnt pada campuran PLA/pati sagu dengan penambahan PEG 20% berat (SPLA20P20).....	122
Gambar 4.39. Termogram DSC miniplate dengan laju pemanasan 10 oC/mnt pada PLA murni (SPLA0), PLA dengan tambahan PEG 10% (SPLA0P10), campuran PLA dan pati sagu 20% (SPLA20P0), campuran PLA/pati sagu dengan tambahan PEG 10% (SPLA20P10), dan campuran PLA/pati sagu dengan tambahan PEG 20% (SPLA20P20).....	123
Gambar 4.40. Termogram TGA miniplate dengan laju pemanasan 10 oC/mnt pada PLA murni (SPLA0), PLA dengan tambahan PEG 10% (SPLA0P10), campuran PLA dan pati sagu 20% (SPLA20P0), campuran PLA/pati sagu dengan tambahan PEG 10% (SPLA20P10), dan campuran PLA/pati sagu dengan tambahan PEG 20% (SPLA20P20).....	124
Gambar 4.41. Perbandingan tensile strength dari berbagai material miniplate terhadap miniplate PLA/pati sagu/PEG.....	127
Gambar 4.42. Perbandingan modulus elastisitas dari berbagai material miniplate terhadap miniplate PLA/pati sagu/PEG.....	128
Gambar 4.43. Perbandingan bending strength dari berbagai material miniplate terhadap miniplate PLA/pati sagu/PEG.....	128

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Polimer biodegradable semakin berkembang pesat digunakan dalam aplikasi biomedis. Dalam bidang medis, biopolimer ini digunakan dalam pembuatan stent, sekrup tulang, pin, pelat penyambung tulang, sistem enkapsulasi obat (*drug delivery system*), benang jahit operasi, serta *scaffold* untuk rekayasa jaringan. Poliester alifatik seperti polylactide acid (PLA) telah banyak diteliti dan telah digunakan sebagai material implan. Sifat *bioresorbable* dari PLA memberikan kelebihan dibandingkan dengan implan logam dimana operasi pengangkatan tidak diperlukan. Namun, dalam studi kasus PLA, degradasi yang lambat pada fase kristal seperti PLLA yang memakan waktu 2-5 tahun berpotensi menyebabkan beberapa komplikasi pada jaringan. Pati sago (*Metroxylon sago*) merupakan polimer biodegradable yang keberadaannya melimpah di Indonesia, memiliki sifat degradasi yang baik serta tidak beracun. Campuran PLA dan pati bertujuan untuk meningkatkan biodegradabilitas, menurunkan temperatur transisi kaca dari PLA, meningkatkan kristalinitas, serta dengan harga pati yang murah diharapkan mampu menekan biaya produksi.

Konsentrasi pati dalam campuran PLA/pati adalah parameter kunci yang menentukan sifat mekanik dan laju degradasi. Kekuatan tarik dan perpanjangan putus berkurang seiring dengan meningkatnya konsentrasi pati. Pati adalah polimer hidrofilik dan sensitif terhadap air sedangkan PLA bersifat hidrofobik dan tahan air, hal tersebut menjadi penyebab rendahnya adhesi antarmuka PLA dan pati sehingga menurunkan sifat mekanik. Sifat rapuh dari campuran PLA/pati adalah kelemahan utama dalam banyak aplikasi termasuk dalam bidang medis. Berbagai metode dilakukan untuk meningkatkan kompatibilitas dan fleksibilitas hubungan PLA dan pati, termasuk diantaranya melalui penambahan compatibilizer, kopolimerisasi, dan penambahan polimer lain. Penambahan compatibilizer seperti gliserol, sorbitol, trietil sitrat, poli etilen glikol (PEG), monoester glukosa dan ester asam lemak parsial, tidak hanya berfungsi meningkatkan kemampuan proses, juga meningkatkan fleksibilitas dan daktilitas dari PLA.

Kemampuan material yang bersifat *bioresorbable* dengan modulus elastisitas yang serupa dengan tulang alami (3–20 GPa) diperlukan untuk beberapa aplikasi di bidang

medis seperti pelat yang digunakan dalam fiksasi internal pada tulang patah atau rusak. Modulus elastisitas PLA yang rendah (2 - 4,5 GPa) memberikan dampak positif dalam mengurangi efek tegangan perisai (*stress shielding effect*) yang timbul dari ketidakcocokan antara implan dan tulang sehingga membatasi kemungkinan terjadinya komplikasi pada tulang maupun jaringan.

Proses produksi komposit biodegradable seperti PLA pada umumnya lebih sulit dibandingkan dengan polimer termoplastik lainnya. Berat molekul dan karakteristik mekanik produk sangat tergantung pada kondisi pemrosesan, seperti kelembaban polimer dan temperatur leleh. Pengolahan polimer dengan metode cetakan kompresi memiliki efektifitas yang baik, tetapi terbatas pada bentuk sederhana, sedangkan metode *injection molding* mampu memproses bentuk yang lebih kompleks dengan produktifitas lebih tinggi. Pemrosesan material PLA melalui *injection molding* masih terbatas pada produk komersil seperti implan plat medis, hal ini dikarenakan PLA memiliki tingkat kristalisasi yang lambat sehingga mempengaruhi waktu siklus *injection molding*.

Penelitian ini bertujuan menganalisis karakteristik implan miniplat yang berasal dari campuran PLA/pati sagu dengan compatibilizer PEG menggunakan metode *injection molding* pada berbagai variasi temperatur pencetakan. Analisis yang dilakukan meliputi sifat mekanik, sifat termal, biodegradabilitas, struktur, serta morfologi dari miniplat. Berdasarkan analisa tersebut diperoleh acuan dalam penggunaan campuran PLA/pati sagu dengan compatibilizer PEG sebagai material implan miniplat melalui *injection molding*.

1.2 Rumusan Masalah

Biomaterial adalah material yang mengalami kontak langsung dengan sistem biologis pada makhluk hidup, material tersebut diharuskan memiliki beberapa persyaratan, antara lain tidak menimbulkan pengaruh buruk pada tubuh, memiliki ketahanan terhadap korosi dan memiliki kekuatan yang baik terutama kekuatan fatik dan ketangguhan. Biomaterial dalam aplikasinya digunakan untuk menggantikan atau mengembalikan fungsi dari komponen tulang yang mengalami kegagalan/kerusakan. Salah satu teknologi biomaterial yang digunakan dalam aplikasi medis adalah pelat penyambung tulang (*boneplate fixed*).

Polimer biodegradable seperti poli (asam laktat) (PLA) semakin banyak digunakan dalam aplikasi biomedis khususnya implan dikarenakan memiliki sifat *biodegradable* dan *bioabsorbable* dimana tidak diperlukan proses pelepasan pada operasi lanjutan sehingga mengurangi terjadinya trauma dan lebih ekonomis dari aspek biaya. Akan tetapi PLA memiliki sifat degradasi yang lambat sehingga dapat menyebabkan beberapa komplikasi pada jaringan tubuh. Salah satu metode untuk meningkatkan sifat degradasi dari PLA adalah dengan menambahkan pati yang memiliki sifat degradasi yang baik dan bersifat tidak beracun (*non-toxic*).

Saat ini, penggunaan poli (asam laktat) (PLA) untuk pembuatan plat penyambung tulang (miniplat) dengan metode *injection molding* masih terbatas untuk aplikasi komersial karena PLA memiliki tingkat kristalisasi serta waktu siklus pencetakan yang lambat. Pati sagu dimanfaatkan sebagai *filler* PLA pada pencetakan implan miniplat dengan compatibilizer PEG melalui metode *injection molding* sehingga dapat meningkatkan laju degradasi, menurunkan temperatur transisi kaca dari PLA, meningkatkan kristalinitas, serta mampu menekan biaya produksi.

Dalam penelitian ini dilakukan kajian :

1. Bagaimana mensintesis material PLA/pati sagu dan PLA/pati sagu/PEG melalui metode *solution blending* sebagai material implan miniplat.
2. Pengaruh penambahan pati sagu sebagai *filler* pada matriks PLA dan compatibilizer PEG terhadap sifat mekanik material, sifat termal, sifat biodegradasi, struktur dan morfologi implan miniplat.
3. Pengaruh temperatur *injection molding* terhadap sifat mekanik material, sifat termal, sifat biodegradabilitas, struktur dan morfologi dari implan miniplat.

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Melakukan sintesis material campuran PLA/pati sagu dan campuran PLA/pati sagu dengan penambahan compatibilizer PEG dengan metode *solution blending* sebagai material yang digunakan dalam pembuatan implan miniplat.
2. Melakukan pencetakan implan miniplat dengan metode *injection molding* dengan variasi temperatur injeksi 150 °C, 160 °C, 170 °C, dan 180 °C.

3. Melakukan pengujian mekanik, pengujian biodegradasi, dan pengujian karakterisasi termal dan struktur mikro dari miniplate.
4. Menganalisis pengaruh temperatur *injection molding*, penambahan pati sagu, serta penambahan compatibilizer PEG pada matriks PLA terhadap sifat mekanik, sifat termal, dan sifat biodegradasi, struktur dan morfologi implan miniplate.

1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini antara lain:

1. Meningkatkan nilai fungsi pati sagu untuk digunakan dalam bidang medis sehingga menghasilkan komponen yang bernilai ekonomi tinggi
2. Mengetahui metode optimum pencetakan miniplate melalui *injection molding* dengan menggunakan material campuran PLA/pati sagu dan penambahan compatibilizer PEG.
3. Memberikan informasi terkait sifat mekanik, sifat termal, dan sifat biodegradabilitas struktur, dan morfologi dari produk miniplate menggunakan campuran PLA/pati sagu dengan compatibilizer PEG menggunakan sistem *injection molding*.

1.5 Batasan Masalah

Batasan pada penelitian ini adalah:

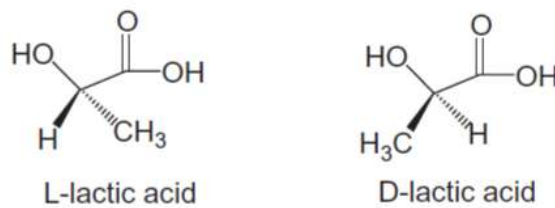
1. Analisis produk miniplate yang diproduksi dengan metode *injection molding* dibatasi pada perbedaan temperatur injeksi.
2. Material pati sagu sebagai *filler* pada matrik PLA adalah material pati sagu murni dari pabrikan tanpa proses modifikasi.
3. Penambahan compatibilizer PEG pada campuran PLA/pati menggunakan PEG dengan berat molekul 4000 g/mol.

BAB 2

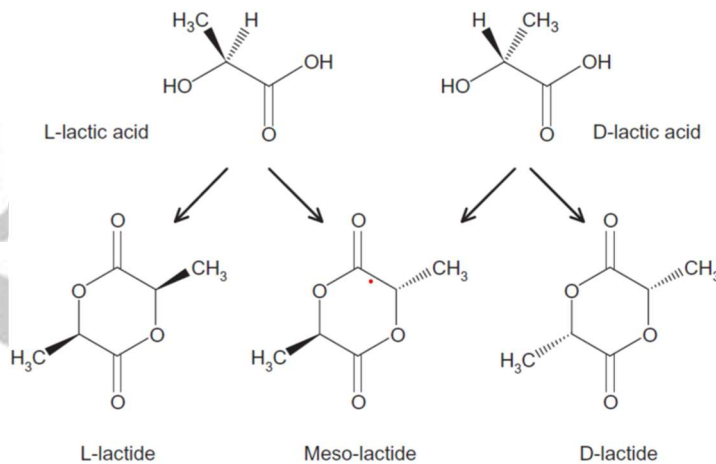
TINJAUAN PUSTKA

2.1 Polylactic Acid (PLA)

Polylactic acid (PLA) merupakan poliester semi-kristal alifatik yang dapat terhidrolisis secara hayati diproduksi melalui reaksi kondensasi monomernya yaitu asam laktat, dan diikuti oleh polimerisasi pembukaan cincin dimer laktida siklik. Monomer asam laktat terdiri dari asam L-laktat dan asam D-laktat, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1. Dari keduanya monomer tersebut, tiga stereoisomer laktida yang dapat dibentuk dari oligomer asam laktat; yaitu L-laktida, D-laktida, dan meso-laktida (juga dikenal sebagai DL-laktida (Gambar 2.2)).



Gambar 2. 1. Monomer Asam Laktat.



Gambar 2.2. Stereoisomer Asam Laktat.

Dimer L-laktida, D-laktida, meso-laktida yang dimurnikan dikonversi menjadi poliester dengan berat molekul tinggi melalui polimerisasi pembukaan cincin katalitik. Komposisi stereokimia PLA memiliki efek signifikan pada titik leburnya (*melting point*),

tingkat kristalisasi (*crystallization rate*), kristalisasi lanjut, dan sifat mekanik (Drumright et al., 2000).

Secara umum monomer PLA yaitu asam laktat diperoleh dari fermentasi dekstrosa oleh bakteri, dimana dekstrosa berasal dari sumber terbarukan yaitu pati tanaman. PLA mampu dipecah menjadi molekul lebih kecil dan selanjutnya menjadi karbon dioksida dan air. PLA merupakan jenis polimer dengan banyak keunggulan diantaranya merupakan material yang terbuat dari bahan baku pertanian yang terbarukan (*renewability*), dan mampu dikomposkan sepenuhnya secara alami (*biocompostability*) dengan tingkat polusi serta toksisitas rendah (*non-toxic*) (Drumright et al., 2000). Selain itu PLA memiliki kompatibilitas yang baik terhadap jaringan tubuh (*biocompatibility*) dan telah disetujui oleh US Food and Drug Administration (FDA) untuk penggunaan biomedis (Kulkarni et al., 1966; Nair & Laurencin, 2007; Suzuki & Ikada, 2010; Xiao et al., 2012). PLA dapat terdegradasi dengan hidrolisis menjadi rantai pendek yang akhirnya menjadi asam laktat dan diikuti oleh dekarboksilasi dan oksidasi menuju *acetyl-coA* sehingga memasuki siklus Krebs dan akhirnya akan diekskresikan (Athanasidou et al., 1996). Selain memiliki sifat mekanik yang baik, PLA juga memiliki kemampuan proses termal yang baik (*processability*) dan dapat diproses dengan ekstrusi, *blow moulding*, *injection molding*, *film casting*, dan pemintalan serat (*fiber spinning*) (Liu & Zhang, 2011; Xiao et al., 2012). Dibandingkan dengan polimer berbasis minyak bumi, proses produksi PLA memerlukan energi yang lebih hemat (*energy saving*) 5% -55% sehingga lebih ramah lingkungan (Vink et al., 2010).

Disamping karakteristik unggul tersebut, terdapat beberapa kelemahan dari PLA yang dapat membatasi pemanfaatannya. Salah satu kekurangan dari PLA adalah sifat rapuh dibandingkan polimer lain seperti PET. Meskipun PLA memiliki kekuatan tarik dan modulus yang sebanding dengan PET (53 MPa dan 3,4 GPa), namun perpanjangan putus dari PLA jauh lebih kecil daripada PET (6% untuk PLA dan 130% untuk PET) (Cygan et al., 2007; Liu & Zhang, 2011). Kerapuhan PLA menghambat penggunaannya dalam aplikasi yang membutuhkan ketangguhan tinggi. Berbagai metode dilakukan untuk mengatasi keterbatasan ini melalui modifikasi PLA diantaranya dengan metode *kopolimerisasi* (*copolymerization*), pencampuran (*blending*) dengan material lain, penambahan compatibilizer, pelapisan (*coating*), penjebakan (*entrapment*) serta *photografting* untuk memodulasi sifat-sifat PLA (hidrofobisitas, ketangguhan, fungsi

reaktif, dan kemampuan terurai secara hayati) (Liu & Zhang, 2011; Rasal et al., 2010; Wu et al., 2017).

Kelemahan lain dari PLA adalah tingkat degradasi yang lama hingga bertahun-tahun sehingga menghalangi kemampuannya sebagai material biomedis (Bergsma et. al., 1995). Selain itu sifat hidrofobik dari PLA berpotensi menghasilkan radang dari jaringan hidup disekitarnya yang akan meningkatkan trauma bagi pasien. Salah satu metode untuk mengatasi permasalahan tersebut adalah dengan pencampuran polimer lain untuk meningkatkan biodegradabilitas PLA. Salah satu polimer dengan karakteristik biodegradasi yang baik adalah pati. Selain tidak bersifat racun (*non-toxic*), pati mudah diperoleh dari berbagai sumber dan tersedia melimpah di alam serta berpotensi menurunkan biaya produksi dari PLA.

2.1.1 Sifat Mekanik dan Sifat Termal PLA

PLA sebagai polyester termoplastik memiliki sifat mekanik dan sifat termal yang baik. Karakteristik PLA tergantung pada struktur stereokimia monomernya. Ketika PLA memiliki kemurnian stereokimia yang tinggi, cenderung membentuk struktur yang sangat kristal. Kopolimerisasi isomer laktida yang berbeda dapat menghasilkan variasi karakteristik PLA. Secara umum PLA memiliki modulus elastisitas 2-4 GPa, kekuatan tarik 50-70 MPa dan perpanjangan putus yang rendah yaitu 2-10% (Suzuki & Ikada, 2010). Nilai perpanjangan putus menjadi penghambat pada berbagai macam aplikasi seperti produksi film plastik.

Sifat mekanik PLA dapat bervariasi tergantung pada tingkat kristalinitas, struktur polimer, berat molekul, formulasi bahan (campuran, *plasticizer*, komposit, dll.) dan orientasi. PLA merupakan material dengan sifat rapuh dengan kekuatan impak dan perpanjangan putus yang rendah, mirip dengan *polystyrene* (PS) yang relatif rapuh. Namun, kekuatan tarik dan modulusnya sebanding dengan *polietilen terephthalate* (PET). Ketangguhan yang buruk membatasi penggunaannya dalam aplikasi yang membutuhkan deformasi plastis pada tekanan yang lebih tinggi (Anderson et al., 2008).

Tabel 2.1.. Perbandingan Sifat Mekanik PLLA dengan Polystyrene, dan PET

Material	Tensile Strength (MPa)	Young's Modulus (GPa)	Elongation at Break (%)
Poly (L-lactide acid) PLLA	59	4	<10
Polystyrene (PS)	45	3	3
Polyethylene terephthalate (PET)	57	2,8-4,1	300

Sumber : Anderson et al., 2008

Kristalinitas adalah karakteristik penting yang mempengaruhi sifat mekanik PLA. bahwa PLA dengan derajat kristalinitas dan berat molekul yang berbeda akan menunjukkan perubahan dalam kekuatan tarik yang bervariasi dari 40-59. Nilai kekuatan tarik PLLA menunjukkan kekuatan yang lebih baik dibandingkan dengan PDLA yang disebabkan oleh faktor kehadiran stereoisomer L dan D di dalam PLA yang mempengaruhi kristalinitas dan pengaturan rantai struktural sehingga membentuk variasi dalam sifat fisikomekanis. Fraksi kristalin dari PLA dipengaruhi oleh peningkatan berat molekul yang linier dengan peningkatan kristalinitas. Perlakuan annealing pada PLA akan menaikkan kristalinitas dimana berdampak pada peningkatan modulus elastisitas dan kekuatan tarik lebih tinggi dibandingkan PLA tanpa perlakuan annealing (Perego et al., 1996).

Tabel 2.2. Sifat Mekanik Poly(L-Lactide) dengan Perbedaan Berat Molekul

Parameter	PLLA I	PLLA II	PLLA III	PLLA IV
Molecular weight, Mw (g/mol)	23000	31000	58000	67000
Tensile Properties				
Yield strength (Mpa)	-	65	68	70
Tensile strength (Mpa)	59	55	58	59
Young's modulus (Mpa)	3550	3550	3750	3750
Elongation at break (%)	1,5	5,5	5	7
Flexural Properties				
Flexural strength (MPa)	64	97	100	106
Modulus of elasticity (MPa)	3650	3600	3600	3650
Maximum strain (%)	2	4	4	4,7

Sumber : Perego et al (1996)

Sifat termal PLA menunjukkan tingkat ketahanan dan perilaku pada temperatur tertentu. Sifat termal berhubungan dengan titik leleh (T_m) dan ketahanan panas yang dalam aplikasinya supaya struktur PLA tidak akan mengalami kerusakan. PLA merupakan polimer biodegradable semikristalin yang diproduksi melalui reaksi kondensasi dari monomer asam laktat. PLA memiliki temperatur transisi kaca (T_g) yang merupakan titik dimana pada temperatur tersebut PLA akan berubah dari bentuk padat menjadi bentuk lunak atau *rubbery state*. T_g pada polimer terkait dengan kemampuan proses dan temperatur proses. PLA dengan T_g rendah tidak cocok untuk berinteraksi dengan air panas dikarenakan material polimer tersebut akan melunak. Temperatur transisi kaca dari PLA berada antara 55-65 °C dan bersifat rapuh pada temperatur ruang (Urayama et al., 2002). Ketahanan impak PLA dengan kristalinitas rendah berada pada 13-20 kJ.m⁻² dan 18-35 kJ.m⁻² untuk PLA dengan kristalinitas tinggi (Grijpma et.al., 2002; Anderson et.al., 2008). Kristalisasi, derajat kristalinitas dan sifat termal PLA tergantung pada berat molekul polimer, kondisi polimerisasi, riwayat termal, kemurnian, dan lain sebagainya (Fambri & Migliaresi, 2010).

Tabel 2.3. Sifat Termal PLA

Sifat PLA	
Kristalinitas (%)	10-40
Temperatur leleh (T_m)/°C	130-180
Temperatur transisi Kaca (T_g)/°C	55 – 65
Temperatur dekomposisi/°C	~200
Berat molekul (M_w)/dalton	100.000-300.000
Specific gravity	1,25

Sumber : Urayama et.al., 2001

PLA semikristalin memiliki viskositas geser (*shear viscosity*) yang lebih tinggi dari PLA amorf. Akan tetapi sejalan dengan naiknya temperatur maka akan menurunkan viskositas geser baik pada PLA amorf maupun PLA semikristalin (Auras et al., 2010). Perilaku PLA semikristalin (PLLA) ketika berada pada kondisi diatas temperatur transisi, T_g (misal temperatur lebih dari 58 °C) maka PLA bersifat lentur, sementara pada temperatur di bawah T_g akan menjadi seperti kaca meskipun tetap mampu bergerak hingga didinginkan ke suhu transisi sekitar -45 °C, di bawah temperatur tersebut akan berperilaku sebagai polimer getas (Henton et al., 2005). Sedangkan PDLLA merupakan polimer amorf yang memiliki T_g antara 50 - 60 °C. Oleh karena itu polimerisasi dapat

mudah meleleh pada media kental (*viscous*) (Martin.O, 2001). Pada *stereocomplexed* yang merupakan campuran PLLA dan PDLA memiliki suhu leleh antara 220 - 230 °C, lebih tinggi dari PLLA dan PDLA murni. Campuran PLLA PDLA memiliki ketahanan hidrolisis yang lebih tinggi dibandingkan dengan PLLA dan PDLA murni (L. Yu et al., 2007).

Riwayat termal memiliki efek signifikan pada perilaku transisi kaca PLA. Pendinginan cepat pada polimer dari lelehan (>500 °C/ mnt) menghasilkan polimer yang sangat amorf. Kondisi tersebut ditemukan selama proses *injection molding* yang dapat berkontribusi terhadap penyusutan, bengkok atau bahkan tingkat kegelapan dari produk cetakan (Lim et al., 2008).

Penambahan compatibilizer akan meningkatkan fleksibilitas pada polimer yang kaku serta meningkatkan kemampuan proses secara signifikan. Penambahan compatibilizer dapat menurunkan T_g antara 1-2 K untuk PLA amorf dibandingkan dengan kristal PLA. Namun demikian, T_g dari PLA yang dikristalisasi menjadi berkurang secara signifikan dari 59 °C menjadi 35-37 °C setelah penambahan 5% monometil eter, polietilen glikol sebagai compatibilizer. Ketika compatibilizer dinaikkan menjadi 10% berat, mengakibatkan T_g turun drastis ke bawah suhu kamar untuk semua polimer, dan menjadi hampir tidak bisa dibedakan. Plastisasi PLA dengan PEG dan monometil eter PEG secara efektif menurunkan T_g karena terjadi peningkatan mobilitas segmen dari rantai PLA yang disebabkan oleh kehadiran compatibilizer (Kulinski & Piorkowska, 2005).

Tabel 2.4. Karakteristik Termal Penambahan Compatibilizer Pada PLA

Material	T_g (°C)	T_m (°C)	Kristalinitas (%)
Pure PLA	58	152	1,0
PLA/10% glycerol	54	142	24,3
PLA/20% glycerol	53	141	25,4
PLA/10% citrate ester	51	144	12,0
PLA/20% citrate ester	46	142	20,0
PLA/10% polyethylene glycol monolaurate	34	148	22,0
PLA/20% polyethylene glycol monolaurate	21	146	24,0
PLA/10% polyethylene glycol	30	147	26,0
PLA/20% polyethylene glycol	12	147	26,0

Sumber : Martin and Ave'rous (2001)

Penambahan berbagai jenis compatibilizer dapat menginduksi kristalisasi dalam PLA. Compatibilizer dapat menaikkan kristalinitas polimer disebabkan adanya peningkatan mobilitas rantai dan penataan ulang lamelar. PLA murni yang merupakan polimer semikristalin memiliki T_g 55 °C dan T_m 180 °C. Variasi dari jenis monomer dapat secara signifikan mengubah sifat struktur dari PLA (Martin.O, 2001).

2.1.2 Sifat Solubilitas PLA

PLA dapat larut dalam kloroform, metilen klorida (MC), dioksan, asetonitril, 1,1,2-trikloroetana dan asam dikloroasetat (Madhavan Nampoothiri et al., 2010). PLA juga dapat larut dalam toluena, aseton, etil benzena dan tetrahydrofuran (THF) saat dipanaskan hingga suhu mendidih, tetapi kelarutannya tetap terbatas pada suhu rendah. Secara umum, tidak ada PLA yang dapat dilarutkan dalam air, alkohol dan alkana. PLA dengan kristalinitas tinggi tidak dapat dilarutkan menggunakan pelarut aseton, etil asetat dan tetrahydrofuran, sedangkan PLA amorf dapat dengan mudah dilarutkan dalam berbagai variasi pelarut organik, seperti THF, pelarut terklorinasi, benzena, asetonitril dan dioksan.

Kelarutan PLA tergantung pada kristalinitas polimer dimana tingkat orientasi dari struktur polimer mempengaruhi migrasi antar rantai molekul pelarut. Kristalinitas pada PLA sangat mempengaruhi sifat penghalang (*barrier properties*). Hal ini disebabkan kristalinitas akan meningkatkan pemadatan struktur sehingga menyebabkan kesulitan bagi molekul gas untuk berdifusi melalui film PLA (Lehermeier & Dorgan, 2001).

2.1.3 Sifat Reologi PLA

Reologi didefinisikan sebagai studi tentang deformasi dan aliran dari suatu zat cair. Reologi menjadi sifat penting dari polimer yang menghubungkan antara viskositas dengan suhu dan laju geser dimana keduanya terkait dengan kemampuan proses suatu polimer. Sebagian besar polimer yang dapat mencair diklasifikasikan sebagai fluida dengan tegangan geser tipis (*shear thinning fluid*), dimana pada posisi laju geser yang lebih tinggi maka molekul-molekul polimer akan berorientasi dan jumlah keterikatan antara rantai polimer menjadi berkurang. Fenomena ini membantu rantai polimer menjadi mengalir dengan mudah melewati satu sama lain ke dalam rongga sempit selama proses pembentukan polimer. Viskositas dari polimer akan berkurang pada temperatur tinggi

disebabkan energi kinetik dari molekul meningkat lebih tinggi (Ahmad & Williams, 1998) (Sin et al., 2013).

Sifat reologi PLA secara signifikan mempengaruhi kemampuan proses. Proses produksi PLA pada umumnya dilakukan dengan proses panas dengan berbagai metode diantaranya melalui *injection molding* dan ekstrusi. Oleh karena itu sifat reologi terutama viskositas gesernya memiliki efek penting pada proses termal, seperti *film blowing*, *paper coating*, *injection molding*, *sheet forming*, dan *fiber spinning* (Sin et al., 2013).

Secara umum viskositas leleh dari PLA dengan berat molekul tinggi 500-1000 Pa.s berada pada laju geser $10-50 \text{ s}^{-1}$. Nilai polimer tersebut setara dengan berat molekul (M_w) 100,000 g/mol untuk pencetakan injeksi dan 300,000 g/mol untuk aplikasi film ekstrusi (Garlotta, 2001). Mencairnya PLA dengan berat molekul tinggi akan berperilaku seperti pseudoplastik atau fluida non-Newtonian, sedangkan PLA berbobot molekul rendah (40.000 g/mol) menunjukkan perilaku mirip fluida Newtonian pada aplikasi ekstrusi film. Di bawah kondisi pemrosesan seperti pada PLA semikristalin akan cenderung memiliki viskositas geser yang lebih tinggi daripada PLA amorf. Selain itu, ketika laju geser meningkat maka viskositas lelehan akan berkurang secara signifikan. (Fang & Hanna, 1999) dalam penelitiannya melibatkan PLA (amorf dan semikristalin) yang dianalisis pada $150 \text{ }^\circ\text{C}$ dan $170 \text{ }^\circ\text{C}$ menunjukkan hasil bahwa PLA semikristalin memiliki viskositas yang lebih tinggi daripada PLA amorf ketika berada pada suhu tinggi. Perbedaan viskositas disebabkan karena perbedaan dalam struktur molekul dimana struktur semikristalin PLA memiliki pola yang teratur sehingga memberikan kekuatan antarmolekul yang lebih tinggi dan resistensi yang relatif besar untuk mengalir daripada PLA amorf yang memiliki struktur molekul acak

Secara umum, material dengan struktur kristal memiliki sifat fisik dan mekanik yang lebih kuat dibandingkan material amorf. Peningkatan suhu menyebabkan penurunan viskositas geser baik PLA semikristalin maupun amorf. Nilai viskositas pada temperatur $150 \text{ }^\circ\text{C}$ signifikan lebih tinggi daripada temperatur $170 \text{ }^\circ\text{C}$. Hal ini dikarenakan hubungan antara rantai molekul pada suhu tinggi menjadi lebih lemah, karena amplitudo getaran yang lebih tinggi pada molekul PLA, yang mengubah lelehan mengalir dengan lancar. Laju geser (*shear rate*) sangat mempengaruhi viskositas lelehan PLA dimana η (viskositas) berkurang secara drastis karena laju geser meningkat. Hubungan antara η dan laju geser adalah nonlinier, tetapi menunjukkan perilaku pseudoplastik non-Newtonian

yang khas. Hal ini terutama disebabkan karena rantai molekul terputus oleh aksi geser yang kuat selama ekstrusi.

Sifat viskoelastis dari PLA dengan berat molekul yang berbeda tergantung pada temperatur, frekuensi, dan laju geser. PLA dengan berat molekul rendah (40.000 g/mol) akan menunjukkan sifat Newtonian pada laju geser, sedangkan PLA dengan berat molekul tinggi (130.000-360.000 g/mol) lebih menunjukkan sifat non-Newtonian. Sifat viskoelastis dari polimer dikarakterisasi melalui nilai viskositas geser awal (*zero shear viscosity* = η_0) yang diperoleh dari eksperimen dinamis dengan menentukan modulus dinamik pada frekuensi batas rendah (Cooper-White & Mackay, 1999).

Sifat reologi PLA secara signifikan mengalami perubahan ketika terjadi percabangan rantai polimer. Ketika polimer linier menghasilkan kekuatan lebur yang rendah, maka dapat ditingkatkan melalui penambahan rantai cabang. Beberapa metode digunakan untuk meningkatkan rantai cabang, diantaranya adalah melalui inisiasi polimerisasi multifungsional, hidrosiklik ester, multisiklik ester, dan ikat silang (*crosslinking*) menggunakan penambahan radikal bebas (Lehermeier & Dorgan, 2001).

Untuk meningkatkan kemampuan proses dari PLA, dapat juga dilakukan dengan cara meningkatkan viskositas. Peningkatan viskositas PLA dengan berat molekul antara 110.000-120.000 g/mol menunjukkan bahwa PLA dapat memiliki kekuatan tarik yang besar tanpa mengalami putus. Sifat kekuatan selama deformasi dari PLA menjadi penting ketika dilakukan proses *fiber spinning*, *film casting*, dan *film blowing* (Palade et al., 2001).

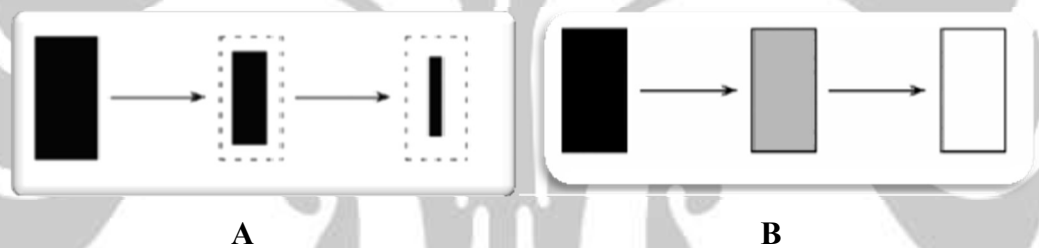
2.1.4 Sifat Degradasi dan Stabilitas PLA

Degradasi adalah proses terurainya suatu senyawa menjadi lebih sederhana. Pada degradasi polimer terjadi perpendekan rantai polimer melalui pemutusan ikatan antar monomer. Erosi adalah proses hilangnya bobot polimer akibat kehilangan monomer, oligomer ataupun bagian kecil dari polimer yang tidak terdegradasi (Kopinke et al., 1996). Berdasarkan definisinya dapat dikatakan bahwa degradasi polimer merupakan bagian dari proses erosi polimer.

Biodegradasi adalah proses degradasi yang terjadi karena adanya aktivitas biologis dari mikroorganisme. Tetapi pada kenyataannya, faktor abiotik dan biotik saling mendukung secara sinergis dalam proses degradasi polimer di lingkungan. Faktor abiotik tersebut diantaranya mekanik, termal, cahaya dan kimiawi (Lucas et al., 2008).

Proses degradasi polimer dapat terjadi melalui 4 cara yaitu fotodegradasi, degradasi kimiawi, degradasi termal, dan degradasi mekanik. Degradasi kimiawi sangat berperan penting dalam proses degradasi polimer biodegradable (biopolimer). Dengan adanya gugus fungsi yang mudah terhidrolisis dalam rantai polimer, polimer menjadi tidak stabil dalam lingkungan berair. Degradasi polimer degradable secara hidrolitik diawali dengan difusi air ke dalam molekul polimer, lalu gugus fungsi dalam rantai polimer terhidrolisis menghasilkan oligomer ataupun monomer (Lucas et al., 2008).

Mekanisme degradasi hidrolitik suatu material polimer terdiri dari erosi permukaan dan erosi bulk (Kopinke et al., 1996). Erosi permukaan terjadi jika kecepatan degradasi pada permukaan suatu material lebih besar dibandingkan kecepatan difusi air ke dalam material tersebut. Erosi bulk terjadi jika kecepatan difusi air ke dalam material polimer lebih besar dari pada kecepatan degradasi pada permukaan material tersebut.



Gambar 2.3. Erosi permukaan (A) dan erosi bulk (B)

Faktor-faktor yang mempengaruhi biodegradasi polimer di lingkungan antara lain sifat-sifat primer bahan yang meliputi komposisi polimer, berat molekul, distribusi berat molekul, kristalinitas, suhu transisi kaca (T_g), porositas, hidrofilitas, serta jenis ikatan antar monomer. Selama proses degradasi, polimer mengalami beberapa perubahan yang dapat diamati, diantaranya perubahan morfologi, perubahan komposisi, berkurangnya bobot molekul, perubahan sifat fisik dan kimia (kehilangan berat, perubahan kristalinitas, dan perubahan suhu transisi kaca) (Kopinke et al., 1996).

Fleksibilitas PLA sebagai bioplastik menjadi keuntungan utama karena PLA dapat terdegradasi secara alami pada saat terpapar oleh lingkungan yaitu melalui reaksi hidrolisis sederhana dari ikatan ester (Xiong et al., 2014). Sebagai konsekuensinya, keterlibatan enzim selama degradasi PLA tidak diperlukan. Terjadinya kontak antara molekul PLA dengan lingkungan baik berupa : kelembaban, oksigen, dan

mikroorganisme yang terjadi secara alami, akan mengubah struktur molekul PLA menjadi air, karbon dioksida, dan sejumlah kecil unsur tidak beracun. Terdapat beberapa faktor yang mempengaruhi angka degradasi yaitu rasio isomer, suhu hidrolisis, serta bentuk dan ukuran partikel PLA (Garlotta, 2001; Tawakkal et al., 2018). Beberapa penelitian mengungkapkan bahwa degradasi PLA dapat berlangsung sekitar 15 bulan yang digunakan dalam industri kemasan.

Sejumlah besar kopolimer PLA disintesis untuk rekayasa jaringan dan organ. Tujuan utama saat mensintesis kopolimer adalah untuk menyempurnakan periode degradasi dari minggu ke tahun. Laju resorpsi PLA dalam bentuk implan, sekrup, pelat tulang, dan yang lainnya dalam tubuh terjadi ketika PLA terpapar pada media atau jaringan berair. Rantai ester dari polimer bereaksi dengan air yang diserap melalui reaksi hidrolisis. Semakin lama rantai polimer panjang terpecah menjadi rantai yang lebih pendek untuk membentuk fragmen yang larut dalam air. Pada akhirnya fragmen yang larut dalam air berdifusi membentuk struktur polimer yang berbeda dengan struktur polimer awal dan akhirnya terhidrolisis menjadi glikolat dan asam laktat yang dimetabolisme oleh hati. Laju degradasi PLA lebih tinggi terjadi pada PLA dengan bobot molekul yang lebih rendah dan pada polimer dengan kandungan glikolida yang lebih tinggi (Drumright et al., 2000).

2.2 Pati Sagu (*Metroxylon Sago*)

Sagu (*Metroxylon sago*) merupakan tanaman yang banyak ditemukan di daerah Asia Tenggara dan Oseania. Sagu termasuk dalam famili *Araceae*, dan diidentifikasi menjadi beberapa istilah di berbagai wilayah di Asia Pasifik. Di Sarawak masyarakat biasa menyebut dengan *balau*, di Filipina disebut *lumbiya*, dan di Indonesia sering disebut dengan pohon sagu atau pohon *rumbia* (Mcclatchey et al., 2004). Indonesia memiliki lebih dari 50 persen area sagu di dunia, dimana areal pertanaman terluas terdapat di Papua dan areal semi budi daya sagu berada di Maluku, Sulawesi, Kalimantan, dan Sumatera (“Sagu: Potensi Besar Pertanian Indonesia,” 2015; Tirta et al., 2013). Menurut Direktorat Jenderal Perkebunan Kementerian Pertanian tahun 2017, luas hutan sagu di Indonesia mencapai 1,25 juta ha, sedangkan luas areal semi budi daya 190.454 ha dengan produksi 385.761 ton. Data Ditjen Perkebunan tahun 2017 menunjukkan daerah produksi sagu yang besar di beberapa provinsi yaitu Papua, Riau, dan Maluku.

Sagu merupakan komoditas penghasil karbohidrat potensial, khususnya pati. Pati sagu merupakan hasil ekstraksi empulur pohon sagu yang berumur 8-16 tahun. Pati sagu rakyat yang ada di Indonesia pada umumnya diolah secara tradisional melalui ekstraksi basah. Proses ekstraksi yang dilakukan secara tradisional hanya memisahkan pati berdasarkan kemampuannya untuk tersuspensi di dalam air kemudian mengendapkan pati yang tersuspensi (Herawati 2009). Komponen terbesar yang terkandung dalam batang sagu adalah pati. Kemampuan rata-rata tanaman sagu untuk menghasilkan pati dari batangnya dapat mencapai 200 sampai 220 kg/pohon (Botanri et al., 2011). Tabel 2.5 menunjukkan data produksi pati sagu dibandingkan dengan beberapa sumber pati lainnya.

Pati sagu tersusun atas dua fraksi penting yaitu amilosa yang merupakan fraksi linier dan amilopektin yang merupakan fraksi cabang. Pati sagu memiliki ukuran granula rata-rata 30 μm , kadar amilopektin pati sagu adalah $73\% \pm 3$, kadar amilosa $27 \pm 3\%$, suhu gelatinisasi pati 70 °C, entalpi gelatinisasi 15-17 J/g, dan termasuk tipe C pada pola *X-ray diffraction*. Bentuk dan komposisi granula pati sagu jika dibandingkan jenis pati yang lainnya mendekati pati ubi kayu (Ahmad & Williams, 1998).

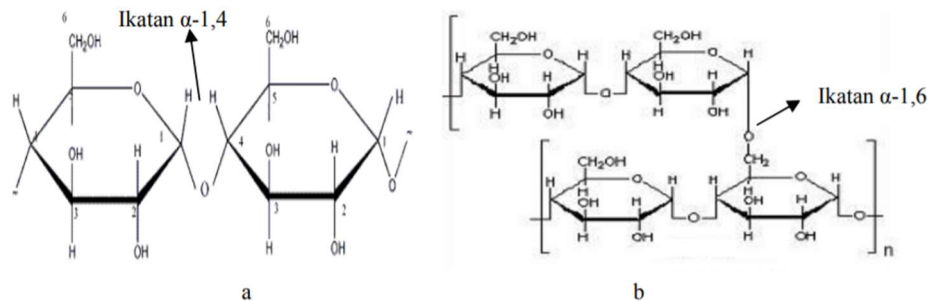
Tabel 2.5. Data produksi sumber pati di Indonesia.

Sumber Pati	Tahun 2015 (Kg)
Sagu	423.946.762
Padi	75.397.841
Jagung	19.612.435
Ubi kayu	21.801.415

Sumber : BPS (2015)

Kadar amilosa dan amilopektin mempengaruhi sifat fungsional pati sagu. Pati sagu berbentuk oval dengan ukuran 7,5–55 μm . Ukuran pati juga berpengaruh terhadap sifat fungsionalnya. Sifat fisikokimia pati sagu dapat dilihat pada Tabel 2.6. Kandungan amilosa dan amilopektin berpengaruh pada sifat fisikokimianya, di antaranya daya serap air, kelarutan, derajat gelatinisasi pati, dan *swelling power*. Semakin tinggi kandungan amilopektin pada pati cenderung lebih sedikit menyerap air, lebih basah dan lengket. Sebaliknya, pati dengan kadar amilosa tinggi cenderung lebih banyak menyerap air, lebih kering, dan kurang melekat (Jading et al., 2011). Semakin tinggi kandungan amilosa semakin tidak mudah pembentukan gel karena suhu gelatinisasi lebih tinggi. Gelatinisasi

adalah proses pembengkakan granula pati karena adanya panas dan air sehingga granula pati tidak dapat kembali ke bentuk semula. Ukuran granula pati berkaitan dengan suhu gelatinisasi.



Gambar 2.4. Struktur kimia (a) amilosa (b) amilopektin

Menurut (Thuwall et al., 2006), amilosa dan amilopektin menghasilkan bioplastik dengan karakteristik yang berbeda. Amilosa yang tinggi cenderung membentuk kristal yang menghasilkan sifat mekanis yang lebih kuat dibanding amilopektin yang berbentuk amorf. Namun penambahan plastisizer dan proses pada kelembaban tinggi meningkatkan kristalinitas bioplastik dengan bahan baku pati beramilopektin tinggi dan meningkatkan sifat mekanisnya. Penambahan plastisizer tidak mempengaruhi kristalinitas pati beramilosa tinggi.

Tabel 2.6. Karakteristik fisikokimia pati sagu.

Karakteristik	Pati sagu basah	Pati sagu kering
Kadar air (b/b)	42,51	13,69
Kadar abu (%bk)	0,20	0,20
Kadar lemak (%bk)	0,63	0,76
Kadar protein (%bk)	0,45	0,46
Kadar karbohidrat (%bk)	56,22	84,89
Ukuran granula (μm)	5,0-57,5	7,5-55,0
Kadar amilosa (%)	27,45	28,84
Kadar amilopektin (%)	72,45	71,16
Suhu gelatinisasi ($^{\circ}\text{C}$)	66,0-73,0	65,0-71,5
Daya serap pati terhadap air (%)	11,10	51,34

Sumber : Jading et al. (2011)

2.2.1 Sifat Gelatinisasi Pati Sagu

Pati sagu untuk dijadikan sebagai material dalam aplikasi industri pada umumnya harus dilakukan modifikasi untuk meningkatkan sifat kemampuan prosesnya. Modifikasi pati dilakukan dengan metode kimia, fisik, atau penambahan enzim tertentu. Sifat gelatinisasi pati digunakan sebagai parameter untuk mencapai tingkat viskositas tertentu. Gelatinisasi pati melalui oksidasi dan ikat silang tergantung pada metode modifikasi yang dilakukan. Substitusi pati menggunakan material kimia seperti acetyl, kation, hidroksipropil, monoester fosfat, dan karboksimetil menghasilkan temperatur gelatinisasi yang lebih rendah daripada pati asli, hal ini disebabkan terjadinya ketidakstabilan struktur kristalin dari granula pati akibat reaksi kimia (Ai & Jane, 2015).

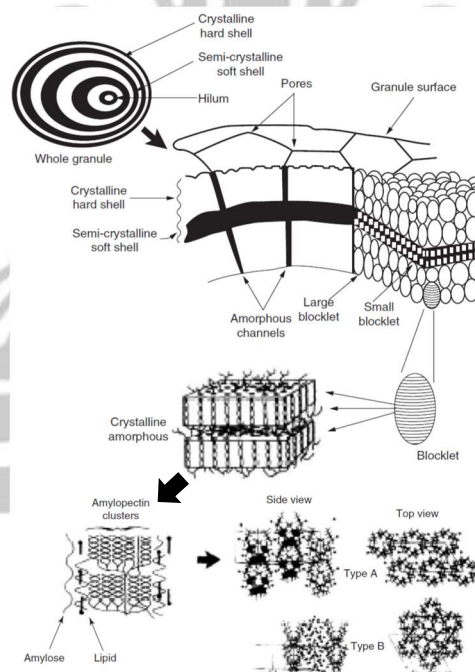
Penambahan compatibilizer dengan bahan dasar gula, garam, dan lemak akan meningkatkan temperatur gelatinisasi dari pati. Proses modifikasi pati melalui annealing maupun perlakuan uap panas (*heat moisture treatment*) turut serta meningkatkan temperatur gelatinisasi.

2.2.2 Sifat Reologi Pati Sagu

Sifat reologi menunjukkan fenomena deformasi dan sifat alir dari suatu material disebabkan oleh adanya pengaruh gaya dari luar. Karakteristik reologi dari pati dicerminkan dalam sifat viskositas dikarenakan peruntukannya dalam beberapa aplikasi yang membutuhkan ketebalan tertentu. Viskositas ditentukan berdasarkan tingkat ketahanan fluida atau semifluida untuk mengalir ketika terkena gaya geser (Tabilo-Munizaga & Barbosa-Cánovas, 2005). Suspensi dari pati murni baik pada konsentrasi tinggi (30-40% berat) menunjukkan sifat viskositas yang rendah pada temperatur ruang. Setelah mengalami proses pemanasan dan berada di atas temperatur gelatinisasi maka granula pati akan kehilangan struktur kristalin, menyerap air, mengembang, beberapa terpisah, dan terjadi peningkatan viskositas yang signifikan. Proses perkembangan viskositas ini dinamakan pati dalam bentuk pasta. Viskositas dari pasta pati menentukan kemampuan pati untuk mencapai ketebalan tertentu. Setelah mengalami proses pendinginan maka pasta pati akan berbentuk gel dengan karakteristik tidak mampu mengalir, dimana kandungan air dalam granula pati akan termobilisasi keluar. Karakteristik reologi pasta pati dan gel berhubungan dengan banyak faktor, diantaranya struktur kimia pati, konsentrasi pati, kondisi pasta (temperatur, laju geser, dan laju pemanasan), serta kondisi penyimpanan (Ai & Jane, 2015).

2.2.3 Keunggulan Pati Sagu Dibandingkan dengan Sumber Pati Lain

Pati merupakan polisakarida yang termasuk polimer biodegradable dengan susunan dua makromolekul yaitu amilosa dan amilopektin. Terdapat beberapa sumber pati yang berasal dari berbagai macam tumbuhan diantaranya adalah kentang, kacang-kacangan, padi, gandum, jagung, singkong, serta sagu. Amilosa merupakan polimer rantai lurus dengan berat molekul 10^5 - 10^6 , sedangkan amilopektin merupakan polimer rantai cabang dengan berat molekul 10^7 - 10^9 (Avérous & Halley, 2009; Prachayawarakorn et al., 2011). Pada umumnya konfigurasi amilosa dan amilopektin dari pati berbeda tergantung pada sumber tanamannya, dimana kandungan kedua unsur ini mempengaruhi sifat amorf dan semikristalin dari granula pati. Sifat semikristalin dari pati dipengaruhi oleh tingkat kandungan amilopektin dari granula pati yang bersangkutan. Persentase kandungan amilopektin pada granula pati akan semakin meningkatkan sifat kristalinitas dari pati (Ahmad et al., 1999; Carvalho, 2008). Kandungan amilosa pati berkaitan dengan daya serap air dan kesempurnaan proses gelatinisasi produk dimana keduanya mempengaruhi kemampuan pembentukan film bioplastik, semakin tinggi kandungan amilosa pada pati akan semakin mempermudah dalam proses pembentukan film (Jading et al., 2011).



Gambar 2.5. Struktur granula pati (Carvalho, 2008)

Pati sagu termasuk golongan pati dengan kandungan amilosa tinggi (27-33%) dimana kandungan amilosa pati sagu lebih tinggi dibandingkan dengan pati kentang,

jagung, maupun gandum, dan relatif sama bila dibandingkan dengan pati singkong (tapioka)(Jading et al., 2011). Dengan demikian proses gelatinisasi dan kemampuan proses pembentukan film bioplastik pada pati sagu dan tapioka lebih baik dibandingkan dengan sumber pati lainnya. Kandungan amilopektin yang merupakan rantai cabang pada granula pati menentukan tingkat kristalinitas dari pati. Kristalinitas pati merupakan faktor yang mempengaruhi sifat mekanik dari film maupun produk yang akan dihasilkan. Pati sagu memiliki kandungan amilopektin (67-73%) yang nilainya mendekati dengan pati jagung dan gandum, sedangkan bila dibandingkan dengan pati kentang dan tapioka, kandungan amilopektin pati sagu lebih rendah (Tabel 2.7). Dengan demikian dapat disimpulkan bahwa produk yang berasal dari pati sagu akan menghasilkan sifat mekanik yang senada dengan produk dari pati jagung dan pati gandum. Penambahan material lain dengan kristalinitas yang lebih tinggi dapat dilakukan untuk meningkatkan sifat mekanik dari produk berbahan dasar pati sagu.

Tabel 2.7..Karakteristik Pati dari Beberapa Sumber Tanaman

Starch Source	Amyloza content* (%)	Amylopectin content (%)	Lipid content (%)	Protein content (%)	Moisture content (%)	Granule diameter (µm)	Crystallinity (%)	Gelatinization temp (°C)
Kentang	20-25	74-79	0,03	0,05	18-19	15-100	32,1	58-66
Jagung	26-28	71-73	0,63	0,3	12-13	5-25	28,9	62-70
Gandum	26-27	72-73	0,63	0,3	13	2-35	36	54-64
Singkong	17-33	49-82	0,3	0,5	11,54	16-25	25-27	52-64
Sagu	27-33	67-73	0,33	0,18	12,6	20-60	27,5	65-70

Sumber : Rahim & Musta, 2019; L.I. Yuniarti et al., 2014

Karakteristik pati dalam kaitannya dengan penggunaan sebagai material bioplastik juga berhubungan dengan kadar air material. Kadar air (*moisture content*) merupakan jumlah air yang terdapat dalam suatu bahan dan ditentukan oleh proses pengolahannya. Kadar air pada pati untuk dapat diproses sebagai bahan baku dalam bidang industri berdasarkan parameter standar SNI dengan nilai maksimum 13%, dengan demikian pati sagu, singkong, gandum, dan jagung masih memenuhi syarat di dalamnya. Kadar air pada pati berfungsi pada saat proses gelatinisasi, dimana pada saat kondisi temperatur gelatinisasi, media air akan terserap pada granula pati sehingga mengembang dan pecah sehingga terjadi gelatinisasi.

Komponen minor dari pati rata-rata 5-10% dapat berupa kandungan lemak dan protein dimana persentase kandungan keduanya mempengaruhi sifat hidrofobik dari granula pati. Sifat keterlarutan dari granula pati berhubungan dengan sifat hidrofobiknya, dimana semakin tinggi sifat hidrofobik pati akan semakin susah untuk bercampur pada material lainnya yang bersifat hidrofilik, demikian sebaliknya akan memudahkan pencampuran dengan material dengan karakteristik hidrofobik yang sama (Yiu et al., 2008). Persentase kandungan lemak dan protein pati sagu mirip dengan pati singkong dan pati kentang, dan lebih rendah bila dibandingkan dengan pati jagung dan gandum. Dengan demikian dapat menjelaskan bahwa karakteristik pati sagu lebih bersifat hidrofilik dibandingkan dengan pati jagung maupun gandum.

Ukuran granula pati mengindikasikan tingginya kemampuan penyerapan air pada saat terjadi gelatinisasi. Ukuran granula pati yang lebih besar memberikan kemampuan serapan air lebih tinggi dibandingkan ukuran granula yang lebih kecil. Granula pati sagu murni memiliki bentuk oval dengan ukuran 20-60 μm lebih besar dibandingkan ukuran granula pati jagung, gandum, dan singkong. Hal ini memungkinkan pati sagu memiliki derajat gelatinisasi yang lebih tinggi, sehingga memiliki viskositas lebih tinggi (Yiu et al., 2008). Viskositas memiliki pengaruh pada kemampuan proses dari pati pada temperatur yang lebih tinggi, sehingga memungkinkan bagi pati sagu untuk diproses sebagai *filler* pada material lainnya dengan temperatur *melting* yang lebih tinggi, seperti pada pencampuran dengan PLA dimana temperatur melting PLA lebih tinggi dibandingkan pati sagu, sehingga menghindarkan kerusakan pada granula pati. Viskositas juga mempengaruhi sifat ketebalan dari film bioplastik yang terbentuk, dimana viskositas pati sagu yang tinggi dimanfaatkan sebagai pembentuk ketebalan film yang baik dibandingkan dengan jenis pati lainnya (Adawiyah et al., 2013).

Berdasarkan Tabel 2.7 terlihat nilai kristalinitas dari beberapa material pati. Pati sagu murni dalam bentuk film memiliki kristalinitas sebesar 27,5% (Adawiyah et al., 2013), kristalinitas yang hampir sama terdapat pada pati singkong. Kristalinitas pati sagu berada di bawah nilai kristalinitas jagung dan gandum, dan lebih tinggi dibandingkan dengan pati kentang. Kristalinitas berkaitan dengan susunan rantai cabang dari amilopektin granula pati, dimana nilai kristalinitas merupakan parameter yang menentukan sifat mekanik pati.

Tabel 2.8..Karakteristik Sifat Mekanik Pati dari Beberapa Sumber Tanaman

Starch Blend	Tensile Strength (MPa)	Modulus (MPa)	Elongation at break (%)	Reference
Pati kentang + 20% glycerol	3	45	47	Thunwall et al., 2006
Pati jagung + 20% glycerol	3	-	20	Dai et al 2008
Pati beras + 20% glycerol	1,6-11	21-533	3-60	Dias et al 2011
Pati singkong + 20% glycerol	10	409	33	Mali et.al., 2006
Pati sagu + 20% glycerol	9,9	61,7	17,1	Al Hasan 2012
Pati sagu + 20% Sorbytol	25	593,5	4,3	Al Hasan 2012

Tabel 2.8 menunjukkan sifat mekanik dari beberapa sumber pati dengan penambahan pemlastis dalam bentuk film bioplastik. Dari tabel tersebut terlihat bahwa pati sagu murni dengan tambaha 20% glycerol memiliki nilai kuat tarik 9,9 MPa, sedangkan dengan tambahan pemlastis 20% sorbitol menghasilkan 25 MPa. Penambahan pemlastis glycerol menghasilkan kekuatan tarik yang hampir sama dengan film pati beras mapupun pati singkong, dan lebih tinggi daripada pati kentang maupun pati jagung. Sedangkan nilai modulus elastisitas dari film pati sagu dengan pemlastis sorbitol memiliki nilai tertinggi dibandingkan dengan pati lainnya (593,5 MPa), dan bila ditambahkan pemlastis glycerol makan nilai modulus menjadi lebih rendah (61,7 MPa) dibandingkan pati beras dan pati singkong, tapi lebih tinggi dari pati kentang dan pati jagung. Nilai elongasi dari pati sagu terlihat lebih rendah dibandingkan jenis pati lainnya yaitu sekitar 4,3-17,1 %, hal ini menandakan bahwa film yang terbentuk dari pati sagu bersifat rapuh. Tabel 2.8 memberikan informasi bahwa pati sagu memiliki keunggulan yang baik untuk dimanfaatkan sebagai bahan baku bioplastik maupun untuk dicampurkan pada material lain dengan tujuan untuk meningkatkan sifat biodegradasi dari produk yang dihasilkan.

2.3 Compatibilizer Poly Ethylene Glycol (PEG)

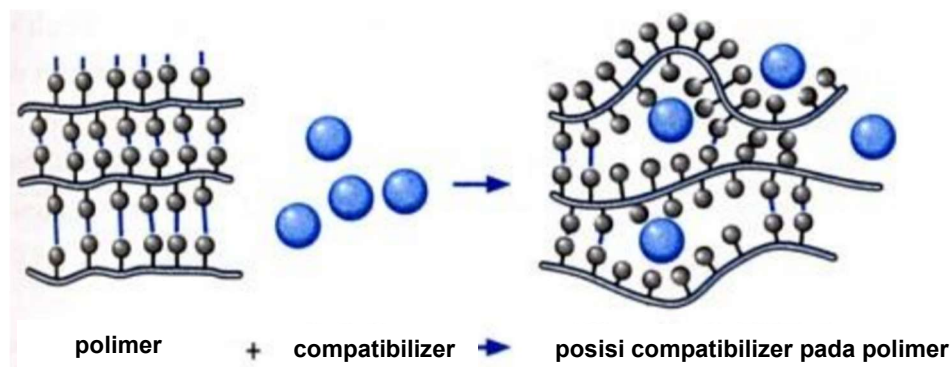
Compatibilizer merupakan suatu material atau larutan yang berfungsi meningkatkan aktifitas ikatan antarmuka pada campuran polimer yang heterogen, dimana efek compatibilizer akan meningkatkan adhesi antarmuka dan mengurangi dispersi partikel untuk meningkatkan sifat mekanis (Koning et al., 1998). Terdapat beberapa metode kompatibilisasi dari polimer diantaranya adalah dengan penambahan senyawa ampifilik seperti blok kopolimer, pencampuran dengan senyawa ampifilik dengan berat

molekul rendah, penambahan ionomer, dan dengan pencampuran polimer lain (Koning et al. (1998); Utracki (2002).

Secara umum compatibilizer dapat berfungsi sebagai pemlastis dimana mampu meningkatkan permeabilitas polimer terhadap gas, uap air, dan zat-zat terlarut, juga dalam fungsinya sebagai pemlastis akan meningkatkan elastisitas dan daya kohesi polimer, meningkatkan daya rentang, dan menghaluskan polimer. Sothornvit dan Krochta (2001) mengemukakan compatibilizer dapat mempengaruhi sifat polimer berdasarkan ukuran dan bentuk dari molekul, jumlah atom oksigen, jarak struktur molekul dari compatibilizer, dan daya ikat airnya. Disamping efek ikatan hidrogen, compatibilizer akan mempengaruhi gaya tolak antar molekul atau antara polimer polar/non-polarnya serta meningkatkan jarak antar molekulnya. Interaksi tingkat molekul yang terjadi antara compatibilizer dengan rantai suatu polimer dapat berupa gaya *van der waals* yaitu gaya tarikan lemah antara molekul dalam senyawa akibat adanya dwikutub terinduksi, ataupun karena adanya ikatan hidrogen yaitu gaya tarik elektrostatik antara atom hidrogen dengan atom yang memiliki elektronegatifitas tinggi seperti atom O, N, dan F. Compatibilizer mampu menempatkan dirinya di antara molekul polimer sehingga mengganggu interaksi polimer-polimer dan meningkatkan fleksibilitas. Compatibilizer meningkatkan volume bebas struktur polimer atau mobilitas molekular molekul polimer dan menyebabkan turunnya suhu transisi kaca (T_g). Suatu polimer dengan T_g yang rendah (memiliki lebih banyak rantai elastis) memiliki tingkat kekakuan yang lebih kecil, sehingga lebih mudah diproses (Hammer, 1978).

Menurut fungsinya terdapat dua tipe compatibilizer, yaitu: 1. compatibilizer yang mampu membentuk banyak ikatan hidrogen dan berinteraksi dengan polimer dengan cara mengganggu ikatan polimer-polimer serta menciptakan jarak antara rantai polimer. 2. Bahan yang mampu berinteraksi dengan air dalam jumlah besar untuk mencegah kehilangan lebih banyak molekul air, sehingga menghasilkan kadar air yang lebih tinggi dan radius hidrodinamik yang lebih besar (Sothornvit dan Krochta, 2001).

Beberapa teori telah dikemukakan untuk menjelaskan mekanisme cara kerja compatibilizer : a. Teori lubrifikasi: menyatakan bahwa compatibilizer menginsersikan dirinya diantara dua ikatan polimer, akan menurunkan interaksi intermolekuler. b. Teori volume bebas : menjelaskan bahwa compatibilizer dapat meningkatkan volume bebas yang mungkin pergerakan yang lebih leluasa elemen-elemen dari struktur bahan.



Gambar 2.6. Mekanisme contabilizer pada tingkat molekuler (Trotignon et al., 1996)

Polietilen glikol (PEG) merupakan golongan senyawa polieter dari etilen oksida. Rumus umum polietilen glikol adalah $C_{2n}H_{4n+2}O_{n+1}$ dengan bobot molekul rata-rata sesuai dengan angka yang tertera setelahnya. Polietilen glikol 400, memiliki bobot molekul rata-rata 400 g/mol atau berkisar antara 380-420 g/mol. Polietilen glikol memiliki kelarutan yang baik di dalam air dan pelarut organik, sifat toksik yang rendah, tidak bersifat antigen dan imunogen, serta bersifat hidrofilik atau mudah berikatan dengan air (Parra et al., 2006). Polietilen glikol dengan berat molekul rata-rata 400 g/mol merupakan cairan non-volatile pada suhu ruang. PEG dengan berat molekul 600 mempunyai titik leleh sekitar 17-22 °C, sehingga dapat berbentuk cair pada suhu ruang dan pasta pada suhu rendah. PEG dengan berat molekul antara 800-2.000 berbentuk pasta dengan titik leleh yang rendah. Jika berat molekul PEG diatas 3.000 maka berbentuk padatan dan dapat diperoleh dalam bentuk *flake* atau bubuk. PEG dengan berat molekul lebih dari 35.000 dijual pula secara komersial. Semakin tinggi berat molekulnya maka semakin keras pula padatan PEG yang terbentuk, begitu juga dengan titik leleh maksimumnya mencapai 60 °C (Henning, 2002).

Polietilen glikol dapat berfungsi sebagai pembentuk segmen lunak dalam polimer. Segmen lunak yang berasal dari PEG ini akan menurunkan sifat kuat tarik dan meningkatkan perpanjangan saat putus. Dengan semakin bertambahnya unit ulang etilen oksida $-CH_2CH_2O-$ yang merupakan gugus fleksibel, maka material tersebut akan merespon terhadap gaya yang diterapkan berupa perubahan panjang yang semakin besar. Hal ini menyebabkan perpanjangan saat putus meningkat namun interaksi molekuler menjadi berkurang dengan semakin bertambahnya gugus fleksibel berupa unit ulang etilen oksida ($-CH_2CH_2O-$) akibatnya kuat putus menurun (Rohaeti & Surdia, 2003).

2.4 Pengaruh Penambahan Compatibilizer PEG Pada PLA

PLA adalah polimer semikristalin yang memiliki perpanjangan putus yang buruk (< 10%). Salah satu karakter khas material biodegradable adalah penggunaan pemlastis (*plasticizer*) yang digunakan untuk menurunkan suhu transisi kaca, meningkatkan keuletan, serta pada fungsinya sebagai compatibilizer akan meningkatkan kemampuan proses (Mascia & Xanthos, 1992). Efek compatibilizer berpengaruh dengan metode memanipulasi berat molekul dan polaritas pada PLA.

Tabel 2.7. memperlihatkan sifat mekanik dari beberapa material pemlastis/compatibilizer yang dilaporkan digunakan dalam PLA. Jacobsen & Fritz, (1999) dalam laporannya meneliti efek dari tiga jenis compatibilizer pada polylactide, yaitu poli (etilen glikol) (PEG1500; $M_w = 1500$ g/mol), glukosa monoester, dan ester asam lemak parsial. Berdasarkan pengamatan penambahan semua jenis compatibilizer akan menyebabkan penurunan modulus elastisitas. Penambahan 2,5% berat mampu menurunkan modulus sebesar 10-15%. Penambahan compatibilizer dengan persentase lebih tinggi (5 wt% dan 10 wt%) memperlihatkan penurunan modulus yang lebih jelas.

Pengaruh penambahan PEG, glukosa monoester, serta ester asam lemak parsial akan menurunkan kekuatan tarik pada PLA. Faktor perpanjangan putus pada PLA dengan penambahan compatibilizer PEG dan glukosa monoester akan meningkatkan nilai perpanjangan putus dari PLA. Sebaliknya dengan penambahan ester asam lemak parsial menyebabkan nilai perpanjangan putus yang lebih rendah, dikarenakan ester asam lemak parsial terdispersi sebagai sel aktivasi untuk pembentukan retak. Jenis compatibilizer terbaik adalah PEG dimana mencapai peningkatan perpanjangan putus hingga 180% bila ditambahkan ke PLA pada 10% berat.

Penambahan sejumlah kecil PEG menyebabkan penurunan *impact resistance*, tetapi dengan konsentrasi 10 wt%, efek plastisasi menjadi dominan dan meningkatkan *impact resistance*. Penambahan 20% dari PEG (M_w 400 g/mol) akan menurunkan modulus 53% sedangkan penambahan asam laktat oligomer menurunkan modulus sebesar 65%. Pada saat bersamaan, perpanjangan putus (*elongation at break*) meningkat hingga 200% dengan konsentrasi yang lebih tinggi yang sehingga sifat PLA berubah dari kaku menjadi lebih ulet (Martin.O, 2001).

Tabel 2.9. Pengaruh Penambahan Compatibilizer PEG pada PLA

Compatibilizer	wt%	Tensile Strength (MPa)	Young's Modulus (GPa)	EB (%)	Referensi
PEG1500, Mw=1500 g/mol	10	28	1,2	40	Jacobsen and Fritz (1999)
PEG400, Mw=400 g/mol	10	-	1,5	26	Martin and Ave'rous (2001)
	20	-	0,98	160	
PLA non PEG	-	64	2,8	3,0	Pillin et al. (2006)
PEG200, Mw=200 g/mol	10	30	1,7	2,0	
PEG400, Mw=400 g/mol	10	39	1,9	2,5	
	20	16	0,63	21,2	
PEG1000, Mw=1000 g/mol	10	39,6	1,9	2,7	
	20	21,6	0,29	200	
	30	4,7	0,42	1,5	
PEG600, Mw=600 g/mol	5	19,3	-	67	Kulinski et al. (2006)
	7,5	17,5	-	360	
	10	18,5	-	427	
	12,5	19,7	-	622	
PEG400, Mw=400 g/mol	5	41,6	2,5	1,6	Baiardo et al. (2003)
	10	32,5	1,2	140	
	12,5	18,7	0,5	115	
	15	19,1	0,6	88	
	20	15,6	0,5	71	
PEG1500, Mw=1500 g/mol	5	52,3	2,9	3,4	Baiardo et al. (2003)
	10	46,6	2,8	5,0	
	12,5	18,5	0,7	194	
	15	23,6	0,8	216	
	20	21,8	0,6	235	
PEG10,000, Mw=10,000 g/mol	5	53,9	2,8	2,4	Baiardo et al. (2003)
	10	48,5	2,8	2,8	
	15	42,3	2,5	3,5	
	20	22,1	0,7	130	

Penambahan PEG dengan berat molekul berbeda (M_w berkisar antara 400-10.000 g/mol) akan meningkatkan perpanjangan putus yang signifikan akan tetapi menurunkan kekuatan dan modulus tarik (*tensile modulus*). Penambahan compatibilizer 5% akan meningkatkan perpanjangan putus dua kali lipat. Penambahan PEG dengan $M_w=10,000$ g/mol 20 wt% akan mendorong peningkatan perpanjangan putus, sedangkan perubahan

yang sama dicapai pada saat ditambahkan PEG dengan berat molekul rendah ($M_w=5400$ g/mol) dengan konsentrasi 10 wt% (Baiardo et al., 2003).

Penambahan PEG dengan konten lebih dari 30 wt% atau lebih akan mengakibatkan bahan menjadi rapuh karena kurangnya kohesi antara fase yang terpisah. Oleh karena itu, efisiensi compatibilizer terkait dengan ketercampuran (*miscibility*) pada tingkat molekul yang lebih tinggi sehingga bahan tidak rapuh. Pada umumnya penambahan 10-20% b/b jumlah compatibilizer diperlukan untuk menyediakan pengurangan substansial T_g dari matriks PLA dan sifat mekanik yang memadai. Pemilihan compatibilizer yang baik untuk PLA harus *biodegradable/bioresorbable*, non-volatile, dan dengan M_w yang relatif rendah untuk menghasilkan penurunan yang diinginkan dari nilai modulus Young dan peningkatan kekuatan impak. Selain itu, penambahan lebih dari 20-30% dari compatibilizer PEG ke dalam matriks PLA perlu dihindari karena akan mengarah pada pemisahan fasa. Kompatibilitas komposit dibatasi oleh jumlah compatibilizer yang dicampur dengan PLA. PEG adalah compatibilizer paling efisien yang digunakan untuk PLA untuk pengurangan T_g dan untuk komposisi yang lebih tinggi dari 20%, semua campuran memberikan batas ketidakcampuran (*immiscibility*) (Pillin et al., 2008).

2.5 Campuran PLA/Pati dan PEG

Pencampuran polimer adalah pendekatan alternatif untuk mendapatkan material yang baru dengan sifat yang diinginkan berdasarkan pada polimer yang tersedia secara komersial dan bukan desain dan sintesis polimer yang baru. Sejak 1980-an pengembangan polimer campuran telah banyak dilakukan penelitian di bidang ini terus menerus dilakukan.

Sistem pencampuran PLA dengan material lain menggunakan temperatur sekitar 180 °C. Polimer dengan suhu pemrosesan sangat tinggi (270 °C) dapat menyebabkan degradasi termal PLA sehingga kurang menguntungkan untuk campuran PLA. Beberapa permasalahan muncul ketika berhadapan dengan proses pencampuran untuk mendapatkan adhesi yang merata melalui proses *blending*. Proses pencampuran dengan metode *blending* akan mempengaruhi morfologi dari polimer campuran dan selanjutnya akan mempengaruhi sifat fisik dan mekanik.

Campuran PLA dapat dibagi menjadi dua kelompok yaitu campuran polimer yang dapat terdegradasi dan campuran dengan polimer yang tidak dapat terdegradasi. Salah

satu campuran polimer PLA yang memiliki potensi pengembangan yang besar adalah pati. PLA sering dicampur dengan pati untuk meningkatkan biodegradabilitas dan menurunkan biaya (Lu et al., 2009; Schwach & Avérous, 2004). Konsentrasi pati dalam campuran PLA-pati adalah parameter kunci yang menentukan sifat mekanik campuran. Kekuatan tarik dan perpanjangan putus akan berkurang dengan meningkatnya konsentrasi pati (Lu et.al., 2009).

PLA dan pati adalah polimer semikristalin dimana tingkat kristalinitas tergantung pada kondisi pemrosesan dan sumber material. Derajat kristalinitas secara signifikan mempengaruhi sifat mekanik material (Muller et al., 2017). Berdasarkan penelitian sebelumnya, campuran PLA dan pati menghasilkan sifat mekanik yang buruk (Wang et.al., 2001; Ke et.al., 2001) dikarenakan adhesi antarmuka yang buruk antara matriks PLA dan butiran pati (Yang et al., 2015).

Pati adalah polimer hidrofilik dan sensitif terhadap air sedangkan PLA memiliki sifat hidrofobik dan tahan air. Molekul pati sangat tertarik satu sama lain pada media air dan akan membentuk butiran. Oleh karena itu interaksi antar muka antara butiran pati dan PLA menjadi buruk (Ke & Sun, 2003; S. H. Kim et al., 1998). Pada saat terjadi gelatinisasi, maka granula pati akan hancur sehingga meningkatkan dispersi dalam campuran polimer. Peningkatan interaksi antarmuka molekul *thermoplastic starch* (TPS) dan PLA akan meningkatkan kompatibilitas dari campuran. Kelemahan utama campuran PLA-pati adalah sifat rapuh yang ditimbulkan oleh kehadiran pati dalam PLA. Telah banyak penelitian terkait yang bertujuan untuk meningkatkan kompatibilitas PLA/TPS dengan berbagai metode seperti penambahan berbagai jenis material untuk meningkatkan kompatibilitas, agen pengikat silang (*crosslinking*) dan lain-lain (Huneault & Li, 2007; Karagoz & Ozkoc, 2013; Tachaphiboonsap & Jarukumjorn, 2013).

Martin dan Averous (2001) menjelaskan tentang sifat reologi dan sifat mekanik campuran PLA/TPS, dimana penambahan sejumlah compatibilizer akan mempengaruhi viskositas TPS di bentuk cair dan kekakuannya dalam bentuk padat. Karakteristik compatibilizer adalah bersifat ulet dan fleksibel, sedangkan TPS yang terplastisasi memiliki sifat rapuh dan kaku.

Ning et al., (2007) melaporkan bahwa efek dari penambahan asam sitrat dan asam formamida pada campuran TPS/PLA akan menurunkan viskositas campuran dengan meningkatnya kandungan asam sitrat dan formamide serta menaikkan stabilitas termal.

Sementara Ning et al., (2007) menambahkan compatibilizer (gliserol, formamida, dan air) pada campuran PLA/TPS dan menghasilkan kesimpulan bahwa penambahan formamida merupakan compatibilizer yang paling cocok untuk pati akan tetapi PLA terdepolymerisasi selama pemrosesan ekstrusi dan menurunkan sifat campuran PLA/TPS. Sedangkan gliserol merupakan compatibilizer yang menghasilkan kompatibilitas dan dispersi yang sangat buruk pada campuran PLA/TPS. Sedangkan bila dibandingkan dengan penambahan sorbitol sebagai compatibilizer maka menghasilkan kekuatan tarik dan modulus yang lebih tinggi dibandingkan dengan compatibilizer gliserol (Huneault dan Li, 2011).

Pendekatan lain untuk meningkatkan kinetika kristalisasi PLA adalah meningkatkan mobilitas rantai polimer dengan menambahkan compatibilizer yang dapat mengurangi energi yang dibutuhkan untuk molekul rantai lipat (Li dan Huneault, 2007). Salah satu compatibilizer yang digunakan untuk meningkatkan kinetika kristalisasi PLA adalah PEG (Li dan Huneault, 2007; Saeidlou et al., 2013). Penggunaan compatibilizer setidaknya 5-10 % berat diperlukan untuk menunjukkan efek pada PLA, dan jumlah yang terlalu tinggi akan menyebabkan penurunan kekuatan dan kekakuan (Herrera et al., 2015; Ljungberg & Wesslén, 2002; Tanoue et al., 2006).

Penelitian campuran PLA/pati telah dilakukan oleh Ferrarezi et al., (2013) menggunakan tiga komponen yaitu PLA, TPS dan PEG menggunakan ekstruder. Prosedur pertama dilakukan dengan mencampurkan tiga komponen tersebut secara bersamaan, sedangkan prosedur kedua dilakukan dengan metode pencampuran dua langkah yaitu, PLA/PEG (75/25 wt%) dan campuran TPS/PEG (75/25 wt%) diproses secara individu dan kemudian campuran tersebut dicampur dengan perbandingan (56/19/25 wt%) PLA/TPS/PEG. PLA memiliki kekuatan tarik dan modulus elastis yang tinggi, tetapi menunjukkan kekuatan impak dan perpanjangan putus yang rendah. Namun, dengan penambahan TPS maka kekuatan tarik dan modulus menurun sedangkan perpanjangan putus dan kekuatan impak menjadi meningkat. Hal ini dikarenakan keberadaan fase ulet TPS dan migrasi gliserol pada partikel PLA disamping dikarenakan rendahnya kompatibilitas antara PLA dan TPS. Dari sisi lain, campuran PLA/PEG menunjukkan kenaikan penting pada perpanjangan putus dan kekuatan impak yang lebih besar dari PLA murni. Ini mengkonfirmasi plastisasi PEG berpengaruh pada campuran PLA. Meski demikian, modulus elastisitasnya menurun 98% lebih rendah dari PLA murni.

Tabel 2.10..Karakteristik Mekanik PLA dan Campuran PLA

Sampel	PLA	TPS	PEG	Impact Strength	Elastic Modulus	Max. Tensile Strength	Elongation at break
	(%wt)	(%wt)	(%wt)	(J/m)	(MPa)	(MPa)	(%)
PLA	100	-	-	22	532	71	14
PLA/TPS	75	25	-	55	172	41	22
PLA/PEG	75	-	25	43	9,2	23	227
PLA/TPS/PEG-1*	56	19	25	119	137	16	-
PLA/TPS/PEG-2**	56	19	25	105	121	16	-

*) proses pencampuran satu tahap

Sumber : Ferrarezi et. al., (2013)

***) proses pencampuran dua tahap

Berdasarkan pengujian morfologi menggunakan SEM berbagai metode pencampuran PLA/TPS diperlihatkan bahwa pada PLA murni memiliki permukaan yang halus, menandakan rapuh dan merupakan karakteristik polimer semikristalin. Sebaliknya pada campuran PLA/TPS memiliki tampilan permukaan yang retak dan berlubang diakibatkan oleh rendahnya adhesi antara PLA yang bersifat hidrofobik dan TPS yang bersifat hidrofilik (Ferrarezi et. al., (2013); Park et al., (2000), Martin & Averous (2001)). Hasil SEM menunjukkan tidak adanya bukti pemisahan fase pada campuran PLA/PEG. Fraktur yang terjadi pada campuran PLA/TPS/PEG menunjukkan bahwa molekul TPS tersebar domain pada matriks PLA sehingga menimbulkan pori-pori yang dikorelasikan adanya udara yang terperangkap di dalam polimer selama pemrosesan campuran.

Akrami et al., (2016) dalam penelitiannya yang melibatkan pencampuran PLA dan TPS 30 wt% dengan compatibilizer PEG sebesar 5, 10 dan 15 wt% menunjukkan bahwa kekuatan tarik campuran PLA/TPS/PEG lebih rendah daripada PLA murni. Hal ini terjadi dengan alasan adhesi antarmuka matriks PLA dan pati yang kurang sempurna. Kehadiran compatibilizer PEG menyebabkan peningkatan kekuatan tarik. Ini terutama karena peningkatan antarmuka adhesi yang menghambat perkembangan retakan mikro. Penambahan 15 wt% PEG menunjukkan kekuatan tarik yang lebih rendah. Ini disebabkan oleh pemisahan fase yang terjadi antara TPS dan matriks PLA. Campuran PLA/TPS memiliki modulus elastisitas yang lebih rendah daripada PLA murni. Hal ini karena compatibilizer yang digunakan merusak struktur kristal PLA serta diperkirakan penggabungan TPS ke PLA mengurangi elastisitas modulus campuran (Ning et al., 2007). Demikian juga dengan adanya PEG telah mengurangi modulus elastisitas dari campuran.

Selain itu, kecilnya nilai perpanjangan putus untuk semua campuran adalah karena sifat kerapuhan dari pati dan PLA. Hasil serupa dilaporkan oleh Shin et al., (2011) di mana penggabungan lebih dari 10 wt% TPS akan mengurangi perpanjangan putus campuran PLA/TPS.

Tabel 2.11. Karakteristik Termal dan Berat Molekul dari Campuran PLA/Pati

Rasio PLA/pati (wt%)	Maleat Anhidrida (MA)	Tg (C)	Tm (C)	Kristalinitas (%)	Mn	Mw	Mw/Mn
100/0	-	63	154	-	95000	231000	2,4
90/10	-	62	154	2	49000	125000	2,6
80/20	-	61	153	2	39000	76000	1,9
90/10	3	61	153	12	41000	74000	1,8
80/20	3	57	154	18	41000	77000	1,9
70/30	3	59	155	36	47000	86000	1,8
60/40	3	60	155	48	45000	82000	1,8
50/50	3	60	155	41	44000	84000	1,9

Sumber : Jang et al., (2007)

Dalam studi yang melibatkan. Pencampuran PLA dan pati akan mempengaruhi nilai Tg dan Tm, meskipun tidak signifikan tetapi panas fusi ditemukan diturunkan setelah penambahan pati (Jang et al., 2007). Studi lebih lanjut dengan penambahan maleat anhidrida sebagai compatibilizer menunjukkan nilai Tg dari campuran PLA-pati menjadi berkurang. Keberadaan maleat anhidrida dalam polimer PLA-pati tidak menginduksi efek penguat akan tetapi memiliki pengaruh pada peningkatan plastisasi karena maleat anhidrida cenderung meningkatkan adhesi serat alami dan PLA untuk perpanjangan yang lebih baik, serta menghindari pembentukan rongga yang menyebabkan kegagalan (Rahmat et al., 2009).

Jang et al. (2007), dalam studinya menyebutkan bahwa penambahan pati memberikan pengaruh pada peningkatan kristalinitas dalam campuran PLA. Kristalinitas dari pati PLA meningkat karena terjadi efek induksi nukleasi. Ketika perbandingan dilakukan pada jumlah dan berat rata-rata berat molekul (Mn dan Mw) dari campuran PLA-pati yang berbeda dan PLA murni, diamati itu berat molekul telah berkurang hampir secara

signifikan setengah ketika pati 10% ditambahkan. Pengurangan berat molekul disebabkan oleh kehadiran air dari kelembaban pati memulai reaksi hidrolisis dalam PLA

2.6 Penggunaan PLA Dalam Bidang Biomedis

Selain penggunaan PLA untuk produksi domestik ramah lingkungan untuk menggantikan produk plastik berbasis petrokimia, PLA juga banyak digunakan di bidang biomedis. Dalam bidang medis, PLA digunakan sebagai material perancah (*scaffold*) serta beberapa komponen lain seperti benang jahit bedah (*sutures*), pelat tulang (*bone plate*), sekrup, maupun sistem pengantar obat dalam tubuh manusia (Lasprilla et al., 2012). Karakteristik *biodegradable* pada PLA menjadikannya material implan yang tidak membutuhkan pengambilan pada operasi lanjutan dikarenakan mampu terdegradasi, meskipun demikian pada PLA dengan kristalinitas tinggi seperti PLLA kurang cocok digunakan sebagai benang jahit bedah dikarenakan laju degradasinya yang sangat lama. PLLA digunakan dalam aplikasi yang membutuhkan kinerja mekanik yang baik, seperti implan dalam ortopedi (misalnya perbaikan tulang bahu, fiksasi tulang, augmentasi ligamen, dan rekonstruksi tendon) serta stent pembuluh darah (Dürselen et al., 2001).

Dalam tiga dekade terakhir pengembangan implan ortopedi yang dapat terbiodegradasi berkembang dengan pesat dalam bentuk batang, pelat, sekrup, *scaffold* dan benang. Terdapat dua keuntungan utama dari implan yang dapat terbiodegradasi dibandingkan dengan implan logam, dimana implan yang dapat terbiodegradasi meniadakan operasi kedua untuk melepaskan perangkat; serta dapat mengurangi kekhawatiran biohazard jangka panjang pada implan seperti korosi, osteoporosis yang dihasilkan dari tegangan perisai dan interferensi negatif oleh perangkat lain (X-ray, CT dan MRI). PLA memiliki sifat hidrofobik dan resisten terhadap hidrolisis, oleh sebab itu PLA memiliki degradasi yang lambat yaitu sekitar 2-5 tahun pada fase kristal seperti PLLA dapat menyebabkan beberapa komplikasi pada jaringan (Kanno et al., 2018).

Laju degradasi polimer memiliki hubungan langsung dengan reaksi benda asing yang dipicu oleh implan. Reaksi benda asing yang lebih parah dapat terjadi ketika produk samping dan partikel dari degradasi polimer melebihi mekanisme pembersihan dalam tubuh. Akibatnya, laju reaksi buruk dengan implan PLA biasanya lebih rendah daripada dengan implan PGA. Pada kasus dimana waktu implantasi pendek dan menengah reaksi benda asing untuk implan PLA terjadi lebih rendah, sedangkan reaksi jaringan yang

merugikan ditemukan implan PLLA pada waktu 4 hingga 5 tahun setelah operasi. Reaksi benda asing terhadap implan PLLA terjadi karena degradasi partikel PLLA yang sangat kristalin terjadi setelah periode implanasi 5-7 tahun. Partikel-partikel ini resisten terhadap hidrolisis (De Jong et al., 2005).

Proses produksi PLA untuk sekrup dan pelat tulang dilakukan dengan metode *injection molding*, benang bedah diproduksi melalui proses pemintalan serat (*fiber spinning*). Perancah bioresorbable diproduksi menggunakan berbagai teknik, yaitu pemisahan fasa (*phase separation*), penguapan pelarut (*solvent evaporation*), casting/pencucian garam (*casting/salt leaching*) dan ikatan serat (*fiber bonding*), untuk membentuk jala polimer. Kopolimer PLA juga banyak digunakan sebagai system pembawa obat (*drug delivery system*). Pembawa obat mengandung obat aktif, yang dapat secara efisien dikirim ke sel target dan kemudian melepaskan pada tingkat yang terkontrol (Yin et al., 2010).

2.7 Implan Fiksasi Tulang Maksilofasial Terbiodegradasi (*Biodegradable Craniomaxillofacial Plate/CMF*)

Implan *biodegradable* dan *bioresorbable* menjadi sistem fiksasi potensial menggantikan implan logam dikarenakan munculnya korosi pada jaringan, keharusan pengangkatan implan pada operasi ke dua, dan timbulnya *stress shielding effect* (Kanno et al., 2018). Plat fiksasi tulang (*implan plate*) dengan material titanium alloy berkembang sejak tahun 1940-an yang digolongkan menjadi α alloy, near- α alloy, $\alpha+\beta$ alloy dan β alloy. Dibandingkan dengan plat fiksasi dari stainless steel, titanium alloy memiliki modulus yang lebih rendah, kekuatan yang lebih unggul, kompatibilitas dan resistansi terhadap korosi yang lebih baik (Elias et al., 2008). Sifat mekanik dari *implan plate* material titanium alloy dapat dilihat pada Tabel 2.12.

Penggunaan pelat dan sekrup yang dapat terbiodegradasi dalam fiksasi fragmen tulang maksilofasial pertama kali dilaporkan oleh Kulkarni et al., (1966). Beberapa studi eksperimental telah dilakukan selama bertahun-tahun untuk mengevaluasi kemungkinan aplikasi klinis, terutama dalam percobaan fraktur mandibula (Suuronen et al., 1992).

Tabel 2.12.. Karakteristik Mekanik Plat Tulang dari Material Titanium dan Titanium Alloy

Materials	Standard	Mechanical Properties			
		Modulus (GPa)	UTS (MPa)	Alloy type	Smooth fatigue limit at 107 cycles (MPa)
First generation Ti-based medical metallic material (1950–1990)					
Commercially pure Ti	ASTM 1341	110	240-550	α	88-413
Ti–6Al–4V ELI wrought	ASTM F136	110	860-965	$\alpha+\beta$	500
Ti–6Al–4V ELI Standard grade	ASTM F1472	112	895-930	$\alpha+\beta$	-
Ti–6Al–7Nb Wrought	ASTM F1295	110	900-1050	$\alpha+\beta$	500-600
Ti–5Al–2.5Fe	-	110	1020	$\alpha+\beta$	580
Second generation biomaterials (1990-till date)					
Ti–13Nb–13Zr Wrought	ASTM F1713	79-84	973-1037	Metasbe β	500
Ti–12Mo–6Zr–2Fe (TMZF)	ASTM F1813	74-85	1060-1100	β	525
Ti–35Nb–7Zr–5Ta (TNZT)	-	55	596	β	265
Ti–29Nb–13Ta–4.6Zr	-	65	911	β	-
Ti–35Nb–5Ta–7Zr–0.40 (TNZTO)	-	66	1010	β	450
Ti–15Mo–5Zr–3Al	-	82	-	β	-
Ti–Mo	ASTM F2066	-	-	β	-

Sumber : (J. Li et al., 2020)

Implan *biodegradable* memiliki keunggulan kemudahannya untuk digunakan pada permukaan yang tidak teratur, *non-toxic*, dan tidak menyebabkan mutasi genetik. Meskipun demikian terdapat beberapa masalah timbul selama implan biodegradable terpasang di tubuh, diantaranya adalah munculnya respon inflamasi, hilangnya kekuatan implan yang cepat, laju retak yang tinggi, serta ketangguhan yang rendah dibandingkan implan logam (Gaba et al., 2013; Y.-W. Park, 2015).

Implan fiksasi adalah salah satu peralatan bantu medis yang di buat untuk menggantikan struktur dan fungsi suatu bagian biologis. Sekrup dan pelat digunakan untuk fungsi penyatuan tulang dari dua atau lebih ujung fragmen fraktur. Bentuk dan karakteristik pelat penyambung tulang yang berbeda digunakan untuk memfasilitasi fungsi penyembuhan yang tepat tergantung pada jenis fraktur,. Pelat tulang dengan fungsi mengakomodasi sekrup dapat digolongkan menjadi dua jenis fungsi yaitu pelat konvensional dan pelat penguncian (A, Tacvorian 2012).

Pelat fiksasi tulang dirancang untuk memfasilitasi dalam fiksasi fraktur memiliki beberapa fungsi utama diantaranya adalah fungsi kompresi, netralisasi, menjembatani, atau menopang. Fungsi kompresi menghasilkan gaya aksial dengan menggunakan perangkat penegang atau sekrup dengan desain eksentrik. Model pelat ini biasanya

digunakan pada fraktur transversal sederhana dan fraktur miring rendah. Fungsi netralisasi digunakan pada jenis fraktur diaphyseal yang tidak menghasilkan gaya aksial tekan pada tulang (Stiffler, 2004). Selain itu, karena sekrup dapat digunakan untuk memperbaiki fragmen pada fraktur kominutif, pelat yang diterapkan dalam mode netralisasi akan melindungi kompresi antar fragmen dari gaya rotasi, bengkok, atau geser saat terkena beban. Pelat yang berfungsi sebagai penopang diaplikasikan pada fraktur metafisis untuk mencegah keruntuhan fragmen ketika permukaan artikular terkena kekuatan tekan. Pelat yang berfungsi sebagai penghubung atau menjembatani diterapkan ketika diperlukan pengurangan tulang secara tidak langsung, seperti pada fraktur kominutif, dimana berfungsi untuk mempertahankan panjang tulang dan keselarasan sendi normal ketika memperbaiki ujung fragmen karena mencegah deformitas aksial akibat gaya geser atau lentur. Karena pelat menjadi penahan berat sehingga penting agar jaringan lunak yang mengelilingi fragmen dapat mempertahankan pasokan vaskularnya karena keberhasilan penyambungan bergantung pada pembentukan jaringan kalus penghubung (Ruedi et al., 2007).

Pelat penyambung tulang untuk fiksasi fraktur tulang wajah untuk keperluan perbaikan fraktur wajah harus memiliki karakteristik kekuatan yang memadai, tidak bersifat racun pada tubuh, tidak mengganggu estetika, mendukung fungsi penyembuhan tulang, dan teresorpsi setelah fungsi penyambungan tulang (Bos et al., 1989). Pada umumnya penggunaan material *biodegradable* digunakan oleh ahli bedah mulut dan maksilofasial, termasuk pelat rekonstruksi, pelat kompresi, miniplates, dan microplate untuk fiksasi fragmen tulang, yang dalam beberapa kasus menghindari perlunya fiksasi intermaxillary. Fiksasi menggunakan pelat logam dalam bedah ortopedi yang kaku menghilangkan pola stres normal dari tulang dan mencegah pembentukan kalus secara cepat. Penggunaan pelat titanium besar dapat menyebabkan ketidaknyamanan, sensitivitas termal, dan kerusakan makroskopis dan mikroskopis lokal dari jaringan keras dan lunak di dekat lempeng.

Nilai modulus dari *implant plate* yang berasal dari material logam rata-rata 5-10 kali dari nilai modulus jaringan tulang, oleh karena itu menyebabkan terjadinya *stress shielding* pada jaringan. Untuk mengatasi hal tersebut dikembangkan beberapa material polimer dengan nilai modulus antara 0,5-10 GPa yang lebih dekat dengan karakteristik jaringan tulang (J. Li et al., 2020). Salah satu keunggulan material polimer adalah sifat

rendahnya pengaruh interferensi terhadap berbagai macam peralatan seperti *computed tomography* (CT) dan *magnetic resonance imaging* (MRI) ketika digunakan untuk memantau proses perbaikan fraktur tulang, selain kelebihan sifat degradasinya. Sifat mekanik material polimer yang digunakan dalam produksi fiksasi tulang dapat dilihat seperti Tabel 2.13.

Tabel 2.13.. Karakteristik Mekanik Plat Tulang

Materials	Mechanical Properties	
	Modulus (GPa)	UTS (MPa)
HDPE	0.88	35
PTFE	0.50	28
PA	2.10	67
PMMA	2.55	59
PET	2.85	61
PEEK	3,8-4,5	139
PS	2.65	75
PLA	2.40	60

Sumber : (J. Li et al., 2020)

Dalam operasi oral dan maksilofasial, penggunaan material terbiodegradasi juga telah digunakan dalam studi hewan (Lundgren et al., 1992), dan kemudian digunakan pada manusia dalam fiksasi fraktur dan bedah ortognatik (Cordewener et al., 1996; Haers et al., 1998; Rokkanen et al., 1996). Pelat yang dapat terurai secara hayati dibuat dari polimer dan kopolimer PLLA, poly-D-lactic acid (PDLA), dan polyglycolic acid (PGA) (Y.-W. Park, 2015). PGA cepat diserap sementara PLA bersifat hidrofobik dan dapat memakan waktu hingga 5 tahun untuk menghilang sepenuhnya (Bostman dan Pihlajamaki, 2000).

Penggunaan pelat dan sekrup yang dapat terbiodegradasi merupakan alternatif dalam osteosintesis fraktur maksilofasial (Tams et al., 1996; Yerit et al., 2005). Aplikasi biodegradable pelat dan sekrup berkaitan dengan penggunaannya pada midface dan daerah kraniofasial, fraktur mandibula, dan dalam operasi ortognatik. Desain dari pelat dan sekrup yang berasal dari material terbiodegradasi seperti PLA memiliki bentuk kemiripan dengan pelat dan sekrup dari titanium, tetapi biasanya lebih tebal untuk mencapai stabilitas yang sama. Tingkat ketebalan cukup berfungsi untuk menjaga kekuatan selama periode aplikasi. Pelat dengan desain yang terlalu besar (misal ketebalan 3 mm) dan kepala sekrup yang menonjol akan meningkatkan risiko reaksi jaringan pasca

operasi (Kallela et al., 1999; Kanno et al., 2018; Sukegawa et al., 2016). Dengan demikian, kondisi optimum pelat yang lebih tipis dan profil sekrup rendah lebih memungkinkan mengurangi resiko reaksi jaringan pasca operasi.



Gambar 2.7. Perbandingan bentuk dan dimensi dari pelat dan sekrup dengan material terdegradasi (atas) dan titanium (bawah)

Pelat yang mampu terbiodegradasi memiliki dimensi lubang yang bervariasi berdasarkan diameter sekrup (1,5 mm, 2,0 mm, 2,5 mm), sedangkan lebar dan ketebalan dibuat konstan dengan panjang dan bentuk yang bervariasi. Pemasangan pelat biodegradable sangat berbeda dari pemasangan pelat titanium. Miniplate dapat dibentuk dengan mudah setelah menjadi lunak pasca perendaman di bak air pada suhu 55 °C. Pembentukan ketika miniplate masih lunak bertujuan untuk membentuk plate sesuai kontur yang diinginkan. Lubang sekrup dengan ukuran yang benar dibor di dalam tulang dan kemudian ditap. Pemasangan sekrup tidak boleh terlalu kencang untuk menghindari patah kepala. Bor dan tap diberi kode warna dan dirancang untuk penggunaan tunggal.

Perkembangan penggunaan pelat menggunakan material bioresorbable juga dilaporkan oleh Eppley et al., (1997) dengan material kopolimer PLLA/PGA (Lactosorb) yang digunakan dalam operasi kraniofasial anak. Pada operasi tersebut digunakan sekrup dari logam dikarenakan belum memungkinkan untuk membuat sekrup polimer kecil dengan retensi tulang yang signifikan. (Edwards dan Kiely, 2012), kemudian menggunakan pelat dan sekrup dari kopolimer PLLA/PGA untuk memperbaiki osteotomi rahang atas pada 29 pasien. Pengamatan yang dilakukan 2 minggu hingga 1 tahun

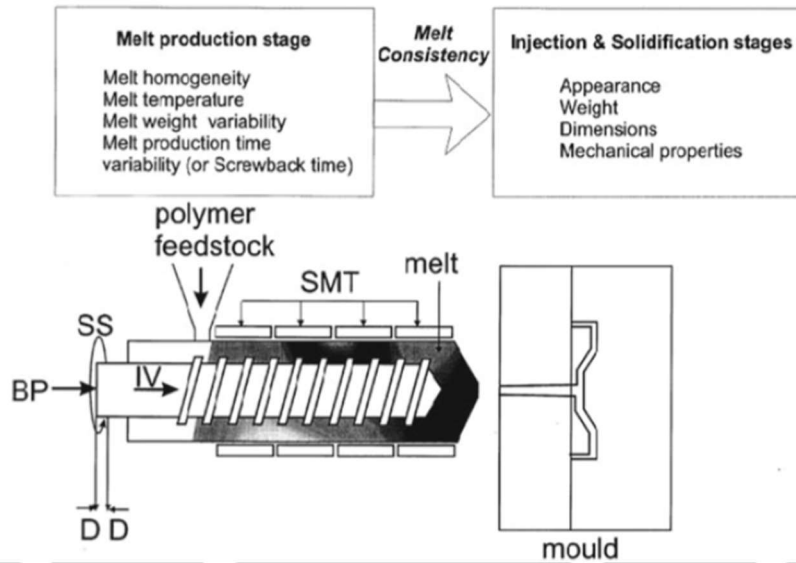
dilaporkan bahwa semua prosedur dicapai tanpa komplikasi, penyembuhan luka memuaskan, dan tidak ditemukan infeksi.

Pemakaian material polimer terbiodegradasi menggunakan PLLA/PGA untuk memperbaiki fraktur zygomatic untuk memperbaiki fraktur zygomatic dan fiksasi mandibula serta rahang atas (Bessho et al., 1997) memiliki keunggulan utama yaitu sifat lunaknya material setelah dipanaskan dengan suhu tertentu yang memfasilitasi adaptasi ke permukaan tulang, serta menghindari operasi kedua untuk pengangkatan implan.

Pemasangan pelat dan sekrup terbiodegradasi memakan waktu lebih lama dibandingkan pemasangan pelat titanium dikarenakan dibutuhkannya keahlian dokter bedah dalam proses pemasangan sekrup ke dalam lubang tap. Fiksasi intermaxillary direkomendasikan untuk setidaknya 3 hari ketika plat digunakan di mandibula sementara plat menjadi kaku dan mendapatkan kekuatan yang mirip dengan pelat logam.

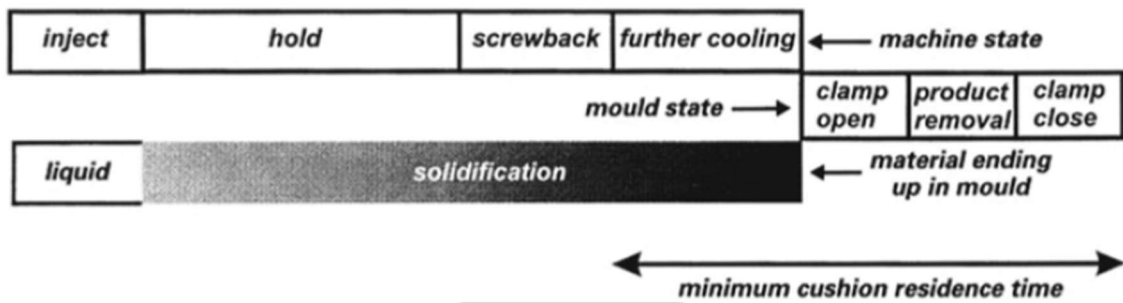
2.8 Metode Injection Molding

Plastic injection molding merupakan salah satu teknik untuk mencetak material berbahan thermoplastik. Injection molding merupakan metode proses produksi yang cenderung digunakan dalam memproses untuk menghasilkan komponen-komponen yang kecil dan berbentuk rumit, dimana biayanya lebih murah jika dibandingkan dengan menggunakan metode-metode lain yang biasa digunakan (Altan, 2010). Metode injection molding merupakan teknologi proses produksi massal yang mampu mengontrol kualitas dari produk yang dihasilkan (Khoshooee & Coates, 1998). Parameter keberhasilan pencetakan menggunakan injection molding terdiri dari tiga hal yaitu tahap proses peleburan polimer, proses injeksi, dan proses solidifikasi (Khoshooee & Coates, 1998; Tsoi & Gao, 1999).

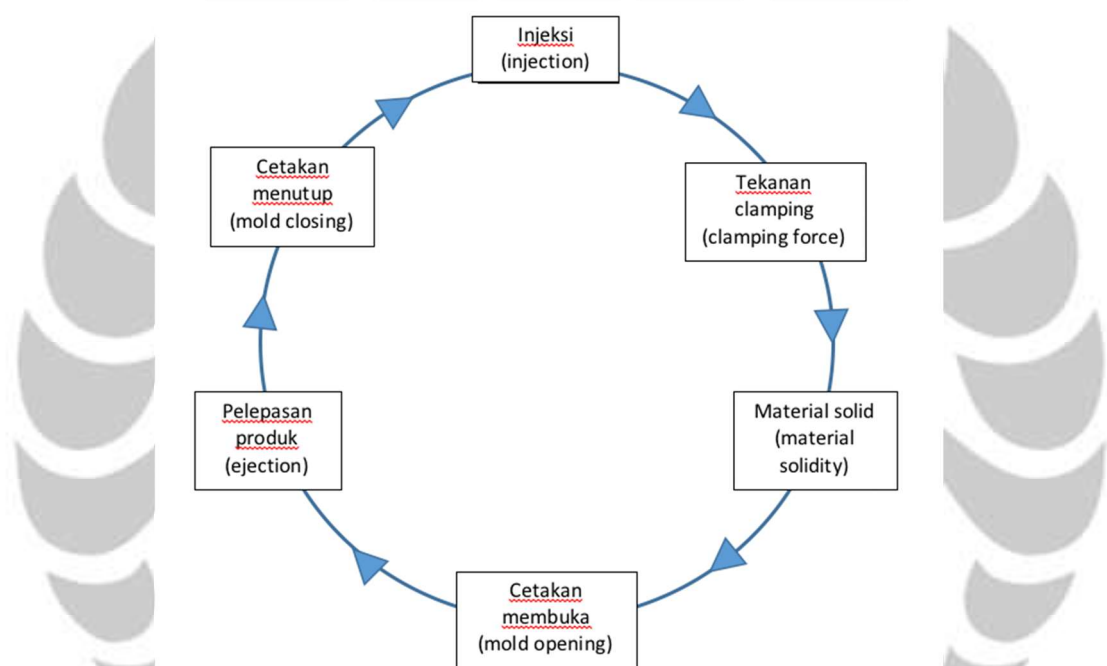


Gambar 2.8. Dua sub tahapan proses injection molding (Khoshooee & Coates, 1998)

Tahapan proses pencetakan injeksi diawali dengan retraksi pelat *ejector* yang diikuti dengan menutupnya cetakan. Kemudian setelah material polimer dimasukkan melalui *hopper* ke *barrel* yang didalamnya terdapat *screw* yang akan memanaskan material dengan temperatur yang cukup untuk membuatnya mengalir, kemudian plastik cair yang dilelehkan akan disuntikkan dengan tekanan tinggi ke dalam cetakan. Proses selanjutnya tekanan injeksi pada pelat *core & cavity* dipertahankan untuk melalui proses pendinginan yang membantu dalam proses solidifikasi. Setelah terbentuk, pelat *core dan cavity* akan bergerak menjauh untuk kemudian produk cetakan dilepaskan atau dikeluarkan dari cetakan. Cetakan akan kembali menutup dan proses berulang lagi (Khoshooee & Coates, 1998). Parameter kualitas dari produk injeksi dapat dideskripsikan antara lain berdasarkan : tampilan produk, bobot produk, kestabilan dimensi, dan sifat mekanik produk. Bobot produk menjadi karakteristik utama untuk menentukan kualitas dimana akan mempengaruhi stabilitas dimensi produk. Fluktuasi dari volume penyuntikan materia serta kondisi peleburan menjadi penyebab utama terjadinya perubahan inkonsistensi dari kualitas produk yang dihasilkan (Khoshooee & Coates, 1998; B. Ozcelik & Erzurumlu, 2006).



Gambar 2.9. Tahapan umum pada siklus injection molding (Khoshooee & Coates, 1998)



Gambar 2.10. Siklus pencetakan injeksi

Siklus proses injection molding untuk material termoplastik terdiri dari tiga tahapan yaitu *filling*, *packing*, dan *cooling* (Malloy, 2010; Yen et al., 2006) :

a. Mold Filling

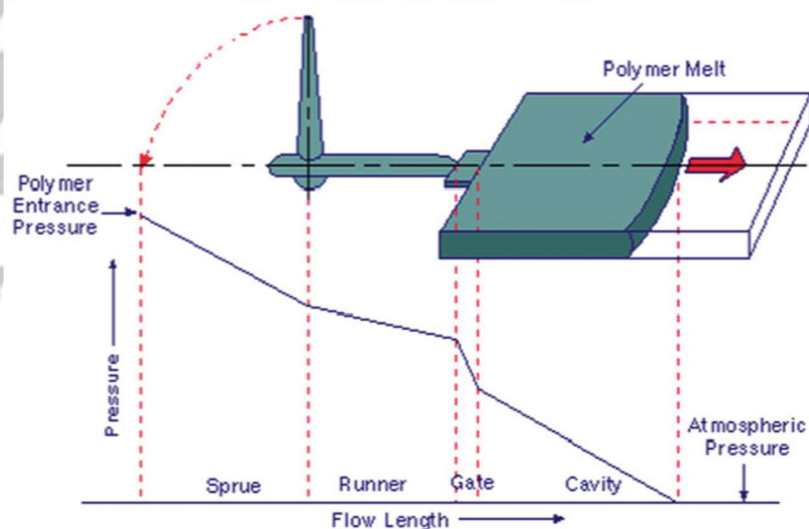
Pada tahap ini, rongga cetakan diisi dengan material polimer cair. Setelah mold menutup, aliran plastik leleh dari injection unit dari mesin masuk ke mold yang relatif lebih dingin melalui sprue, runner, gate, dan masuk ke cavity. Tahap ini dipengaruhi oleh faktor kecepatan injeksi (laju injeksi), tekanan, dan waktu. Kecepatan injeksi adalah kecepatan di mana plunger bergerak maju.

b. Packing/holding

Pada fase ini material termoplastik yang telah meleleh ditahan di dalam *cavity* mold pada tekanan yang naik tertentu untuk mengkompensasi *shrinkage* yang terjadi selama pendinginan berlangsung, serta dengan tujuan meningkatkan kristalinitas. Tekanan holding biasanya diberikan sampai gate telah membeku. Setelah plastik di daerah gate membeku, produk dapat langsung dikeluarkan dari *cavity* (Zhou, 2013).

c. *Cooling*

Material yang telah meleleh kemudian mengalami pendinginan dan pembekuan hingga produk stabil dan cukup untuk dikeluarkan. Parameter desain pendinginan ikut andil dalam meningkatkan efisiensi proses injeksi (Dimla et al., 2005). Lebih dari 70% waktu proses berhubungan dengan siklus pendinginan (Pirc et al., 2009). Pada injection molding, seluruh *cavity* harus dalam kondisi dingin untuk mempermudah proses pelepasan produk (*ejection stage*). Pada mold multi *cavity*, pendinginan mold harus memiliki laju aliran pendingin yang sama, untuk menghindari produk yang tidak presisi (Zhou, 2013). Laju pendinginan produk yang cepat akan membentuk produk dengan perbedaan penyusutan dan terjadi stress internal (Agazzi et al., 2010).



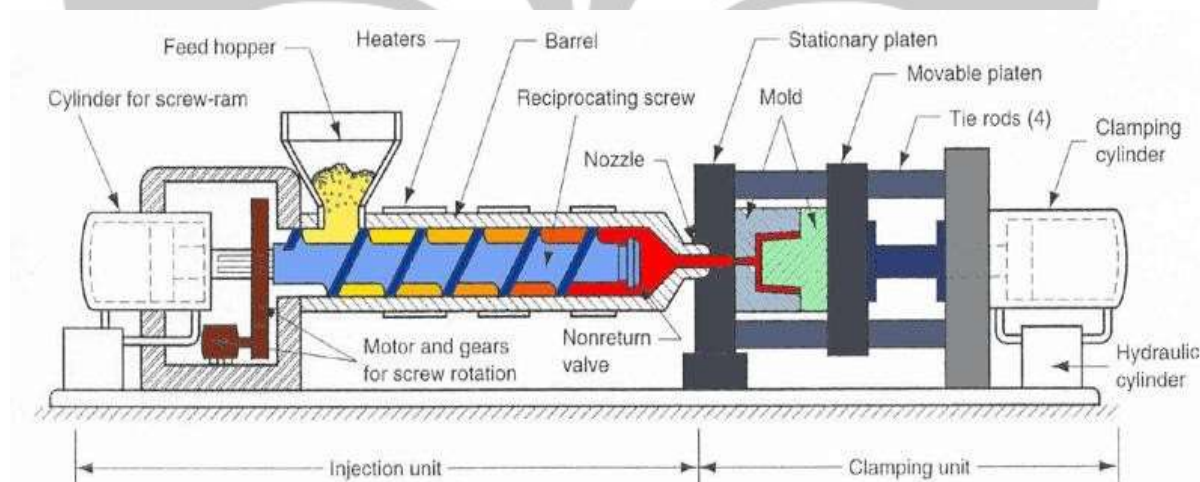
Gambar 2.11. Proses penurunan tekanan pada sistem aliran material menuju *cavity* (Zhou, 2013)

Selama proses injeksi terjadi pengaruh tekanan tinggi, perubahan temperatur, dan relaksasi rantai polimer, sehingga menyebabkan adanya tekanan sisa (*residual stress*)

yang menghasilkan *shrinkage* dan *warpage* dari produk injeksi. Tekanan injeksi yang diperlukan untuk proses *filling* dengan cukup tergantung pada beberapa faktor yaitu jenis material yang digunakan, desain mold (*sprue*, *runner*, dan *gate*) serta parameter proses yang dilakukan (Zhou, 2013). Beberapa pertimbangan untuk menggunakan tekanan injeksi yang lebih tinggi, salah satunya adalah untuk memberikan cukup tekanan pada polimer untuk memenuhi *cavity* yang ber dinding tipis khusus pada material dengan karakteristik laju alir dan viskositas yang lebih tinggi. Dengan demikian parameter injeksi yang penting menjadi pertimbangan adalah : *filling time*, *filling pressure*, *holding* atau *packing time*, *packing pressure*, dan *cooling time* (Zhou, 2013).

2.8.1. Konstruksi Mesin Injection Molding

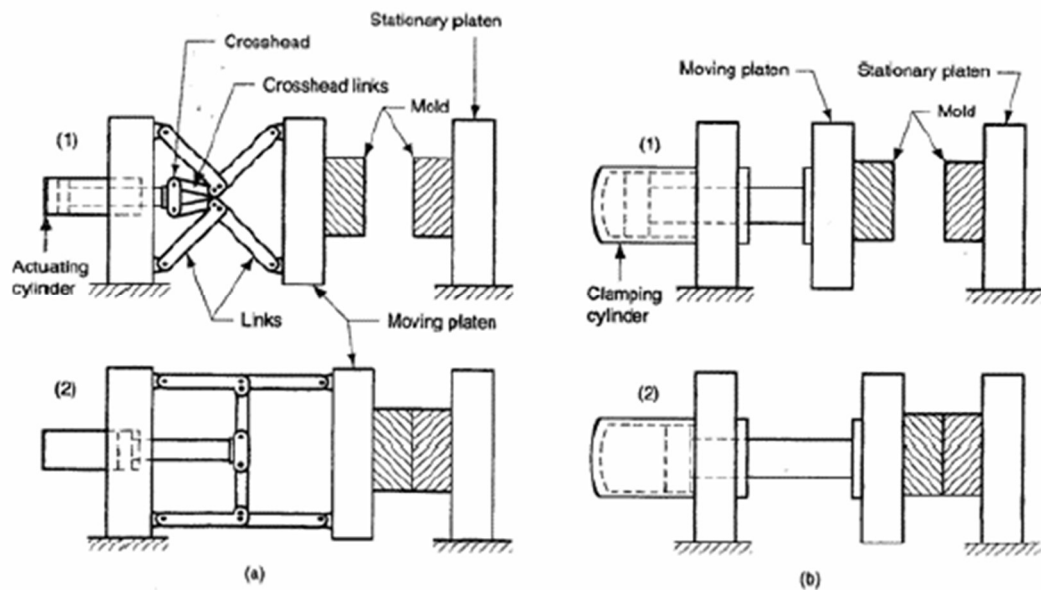
Secara umum konstruksi mesin injection molding terdiri dari tiga unit pokok yang penting yaitu *clamping unit*, *injection unit* dan *mold unit*.



Gambar 2.12. Bagian-bagian mesin *injection molding*

a. *Clamping Unit*

Clamping unit berfungsi membuka dan menutup mold dan menjaganya dengan memberikan tekanan penahan (*clamping pressure*) terhadap mold agar material yang diinjeksikan pada mold tidak meresap keluar pada saat proses berlangsung. Gambar 2.12 menunjukkan dua macam unit clamping pada saat menutup dan membuka.



Gambar 2.13. Bagian *clamping unit*

b. *Injection Unit*

Injection unit merupakan unit yang berfungsi untuk melelehkan plastik dengan suhu yang disesuaikan dengan material plastik hingga mendorong cairan ke dalam *cavity* dengan waktu, tekanan, temperatur, dan kepekatan tertentu. Bagian -bagian injection unit dapat dibagi menjadi beberapa bagian yaitu (Rosato et al., 2000b) :

1. Motor dan *Transmission Gear Unit*

Motor dan transmission gear unit berfungsi untuk menggerakkan screw pada barrel dengan unit gear untuk memperkecil pembebanan

2. *Cylinder Screw Ram*

Cylinder screw ram berfungsi untuk mempermudah gerakan screw dengan menggunakan momen inersia sekaligus menjaga putaran screw tetap konstan, sehingga didapatkan tekanan dan kecepatan yang konstan saat dilakukan injection.

3. *Hopper*

Hopper adalah tempat untuk meletakkan material termoplastik sebelum masuk ke barrel.

4. *Barrel*

Barrel adalah tempat screw dan selubung yang menjaga aliran plastik ketika dipanasi oleh heater, pada bagian ini juga terdapat heater untuk memanaskan plastik.

5. *Screw*

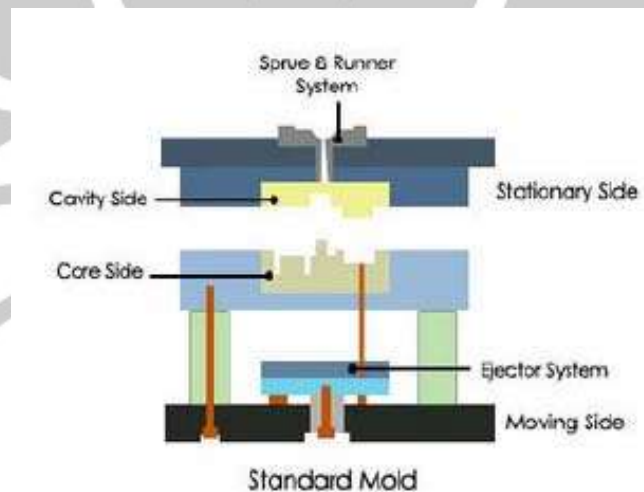
Reciprocating screw berfungsi untuk mengalirkan plastik dari hopper ke nozzle.

6. *Nonreturn Valve*

Nonreturn Valve berfungsi untuk menjaga aliran plastik yang telah meleleh agar tidak kembali saat screw berhenti berputar.

c. *Mold Unit*

Molding unit adalah bagian yang berfungsi untuk membentuk benda yang akan dicetak. Gambar 2.13 menunjukkan bagian-bagian mold standar, molding unit memiliki bagian utama yaitu *sprue* dan *runner system*, *mold cavity*, *core side*, *ejector system*, *gate*, *insert*, dan *coolant channel* (Rosato et al., 2000b).



Gambar 2.14. Bagian mold standar

1. *Sprue* dan *Runner System*

Sprue adalah bagian yang menerima plastik dari nozzle lalu oleh runner akan dimasukkan ke dalam *cavity mold*. Biasanya berbentuk *taper* (kerucut) karena dikeluarkan dari *sprue bushing*. Bentuk kerucut ini dibuat dengan tujuan agar pada saat pembukaan cetakan, sisa material dapat terbawa oleh benda sehingga tidak menghambat proses injeksi berikutnya. *Sprue* bukan merupakan bagian dari produk molding dan akan dibuang pada finishing produk.

2. *Cavity Side/ Mold Cavity*

Cavity side/mold cavity yaitu bagian yang membentuk plastik yang dicetak, *cavity side* terletak pada *stationary plate*, yaitu *plate* yang tidak bergerak saat dilakukan *ejecting*.

3. Core Side

Core side merupakan bagian yang ikut memberikan bentuk plastik yang dicetak. *Core side* terletak pada *moving plate* yang dihubungkan dengan *ejector* sehingga ikut bergerak saat dilakukan *ejecting*.

4. Ejector System

Ejector adalah bagian yang berfungsi untuk melepas produk dari *cavity mold*.

5. Gate

Gate yaitu bagian yang langsung berhubungan dengan benda kerja, sebagai tempat mulainya penyemprotan/injeksi atau masuknya material ke dalam *cavity*.

6. Insert

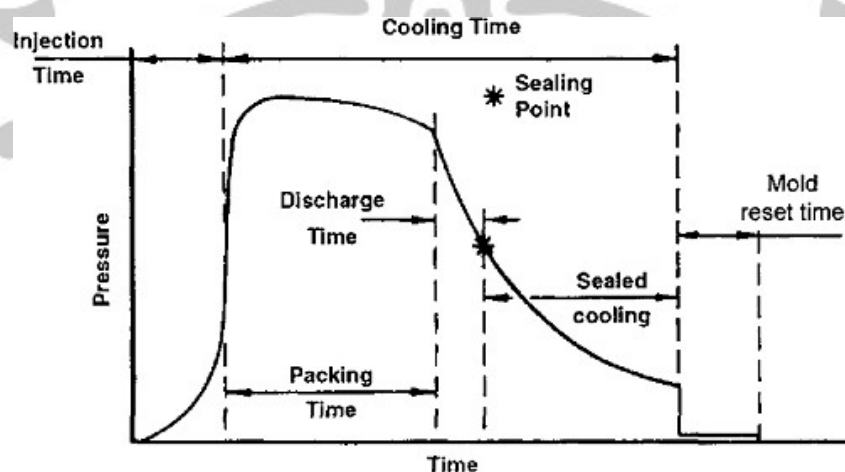
Insert yaitu bagian lubang tempat masuknya material plastik ke dalam rongga cetakan (*cavity*).

7. Coolant Channel

Coolant channel yaitu bagian yang berfungsi sebagai pendingin cetakan untuk mempercepat proses pengerasan material plastik.

2.8.2. Waktu Siklus Pencetakan (*Molding Cycle Time*)

Proses injection molding memerlukan waktu tertentu untuk dapat melakukan satu kali proses produksi yang biasa disebut siklus injeksi (*cycle time*). *Cycle time* biasanya meliputi beberapa proses yaitu : *mold close, inject, holding, cooling, charging, dan eject*.



Gambar 2.15. Siklus Injection Moulding

a. Waktu Injeksi (*Injection time*)

Sebuah estimasi yang presisi mengenai waktu injeksi yang diperlukan, serta analisis yang sangat kompleks dari aliran polimer karena mengalir melalui *runners*, *gates*, dan bagian-bagian rongga. Studi terperinci semacam ini yang akan melibatkan desain lengkap dari rongga cetakan dan sistem *runners*, dan penggunaan dari pemodelan solid dan analisis elemen hingga nonlinear, akan tidak dibenarkan sebagai dasar untuk perbandingan awal dari konsep desain part alternatif. Untuk menghindari masalah ini, sebagian besar menyederhanakan dengan mengasumsikan bahwa ini adalah karena kinerja mesin dan aliran polimer. Pertama, mesin injeksi molding modern yang dilengkapi dengan unit injeksi yang kuat khusus untuk mencapai laju aliran yang dibutuhkan untuk pengisian cetakan yang efektif. Hal ini diasumsikan bahwa pada saat dimulainya pengisian, kekuatan penuh dari unit injeksi digunakan, dan tekanan polimer pada nozzle dari injector yang direkomendasikan oleh pemasok polimer.

Dalam prakteknya, laju aliran secara bertahap menurun saat cetakan diisi, karena kedua hambatan aliran di saluran cetakan dan penyempitan saluran saat polimer mengeras pada dinding. Ini selanjutnya akan diasumsikan bahwa laju aliran mengalami perlambatan yang konstan untuk mencapai nilai yang signifikan rendah pada titik di mana cetakan diisi sesuai jumlahnya (Rosato et al., 2000a).

b. Waktu Pendinginan (*Cooling Time*)

Setelah bahan plastik yang panas masuk ke dalam cetakan, cetakan harus didinginkan dengan cepat. Pendinginan tersebut untuk mempertahankan bentuk part yang dicetak sesuai dengan yang diinginkan ketika dipindahkan dari cetakan/mold. Jika pendinginan tidak ada, bahan plastik yang panas akan secara alami memanaskan mold sampai batas di mana pendinginan suatu bentuk part yang pejal tidak akan dicapai. Suhu cetakan adalah sangat penting, maka dari itu bagaimana mendesain pendinginan yang merata pada mold (Kamal et al., 2009).

Zat antara pendinginan cetakan yang khas adalah udara, air dan suatu campuran glikol water/ethylene. Udara mengacu pada pancaran panas dari mold. Air mengalir sepanjang kanal di dalam mold untuk mengangkut panas. Water/ethylene glikol digunakan untuk persyaratan-persyaratan pendinginan ekstrem dan juga mengalir sepanjang kanal untuk mengangkut panas (Malloy & Malloy, 2010).

Bahan plastik yang panas akan memanaskan mold. Sebagian dari panas ini akan menyebar ke udara melingkupi mold. Panas berpindah dari suhu yang lebih tinggi ke suhu yang lebih rendah. Perbedaan suhu dan bukan jumlah dari panas yang mengakibatkan perpindahan panas tersebut. Semakin besar perbedaan suhu semakin besar laju alirnya. Perpindahan panas jenis ini berlangsung sejak bahan plastik yang panas kontak dengan mold dan lalu kepada saluran air. Efisiensi pendinginan dari suatu cetakan ditentukan oleh tipe dari pendingin yang digunakan, tekanan bahan pendingin, suhu laju alir dan bahan pendingin.

Merancang sistem pendinginan yang tepat untuk suatu cetakan, ada banyak parameter yang harus dipertimbangkan oleh perancang cetakan, diantaranya (Tang et al., 2006):

1. Tipe dari bahan plastik dan suhu lelehnya.
2. Bahan pendingin yang akan digunakan.
3. Lokasi pendinginan yang akan dibuat.
4. Ukuran, nomor, dan panjang dari kanal-kanalnya.
5. Lokasi kanal-kanal satu sama lain.
6. Volume kanal pendingin.

2.8.3. Penyusutan Produk (*Shrinkage*)

Penyusutan merupakan suatu kondisi penyimpangan (*deviation*) pada pembentukan plastik, perencana harus selalu memperhitungkan adanya penyusutan material setelah produk terbentuk. Hal ini disebabkan karena adanya perlakuan panas disertai dengan penekanan. Sehingga akan mengalami perubahan dimensi jika dibandingkan dengan ukuran pada mold, maka ukuran produknya akan berbeda, yaitu ukuran luar benda kerja akan lebih kecil dibanding *cavity* (Agazzi et al., 2010).

Penyusutan terjadi berdasarkan variable di bawah ini (Fischer, 2012):

- a. Material : perbedaan material mempunyai perbedaan nilai perluasan luas, tetapi bahan yang struktur kimia dan fisiknya sama mempunyai nilai perluasan luas yang lebih spesifik dan itu berpengaruh terhadap penyusutan.
- b. Geometri Produk : ini berlaku untuk jenis dari ketebalan dinding (dimensi) dan bentuk dari permukaan, kerangka, dan lain-lain.
- c. Desain Mold : seorang perencana harus selalu memperhitungkan akan adanya penyusutan material setelah material produk/benda kerja membeku dan keluar dari rongga cetaknya. Hal ini terjadi karena adanya perubahan fase dari material cair menjadi material padat, di pastikan mengalami perubahan volume.
- d. Kondisi mold termasuk pengaturan mesin, temperatur pendinginan cetakan, kelembaban plastik, waktu injeksi, besarnya penekanan, lingkungan sekitar (pabrik) dan lain-lain.
- e. Tipe mesin mold termasuk kecepatan injeksi, tekanan injeksi, waktu injeksi, temperatur, pengaturan tekanan, pengaturan membuka dan menutup mold.
- f. Kondisi mesin injeksi dan mold termasuk kondisi katup injeksi (*valve*).

2.8.4. Parameter Proses Terkait *Defects* Pada Injection Molding

Pada proses injection molding, kualitas dan biaya dalam memproduksi suatu komponen dipengaruhi oleh temperatur injeksi, temperatur mold, dan waktu injeksi (Guo et al., 2014). Selama proses desain dan manufaktur pada produk termoplastik, maka *sink mark index* menjadi parameter penting dimana tergantung pada kondisi proses. *Sink mark* merupakan peristiwa depresi pada permukaan produk molding, yang ditunjukkan terjadinya perubahan bentuk akibat penyusutan selama proses injeksi. Meskipun terjadinya depresi permukaan relatif kecil, tetapi dapat digunakan untuk menampilkan penyusutan pada rib produk dan digunakan sebagai parameter keberhasilan proses produksi (B. Ozcelik & Erzurumlu, 2006; Babur Ozcelik et al., 2010; Shen et al., 2007). Penyebab lain terjadinya cacat produk adalah *weld line*. Dimana *weld lines* menghasilkan produk dengan banyak gates dan lubang. *Weld line* memberikan efek pada kekuatan produk, terkait dengan kekuatan tarik dan kekuatan impak dari produk dimana *weld line* akan menurunkan sifat kekuatan produk ketika muncul garis pada permukaan luar

produk. Untuk mengurangi terjadinya cacat akibat *weld line* dapat dilakukan dengan mengatur suhu lebur, kecepatan injeksi, tekanan injeksi, serta bentuk desain gate pada mold (Deng et al., 2008; P. Zhao et al., 2010).

Tembakan pendek (*short shot*) adalah cacat dalam injection molding yang disebabkan oleh pengisian material dengan volume tembakan kecil, masalah ventilasi, tekanan injeksi tidak cukup, kecepatan injeksi rendah, kontrol suhu yang salah dalam cetakan dan sebagainya. Efek dari parameter proses dan parameter geometris pada pembentukan tembakan pendek pada bagian yang disuntikkan menjadi parameter proses untuk mengurangi cacat. Cacat ini disebabkan oleh kesalahan dalam pemilihan material, parameter pemrosesan, desain cetakan, dan desain bagian. (Whelan, 1982).

2.9 Injection molding PLA

Sistem *injection molding* telah luas digunakan dalam pembuatan produk yang berasal dari material termoplastik dengan bentuk kompleks dan dimensi yang presisi. Sistem kerja mesin *injection molding* menggunakan ekstruder berbentuk screw untuk peleburan polimer yang terletak di dalam barrel yang menyediakan tekanan injeksi yang cukup meleburkan polimer dan disalurkan ke cavity mold. Sebagian besar sistem injeksi yang digunakan dalam pencetakan PLA menggunakan screw ekstruder dengan sistem reciprocating (bergerak maju mundur) dua tahap terintegrasi antara *in-line extruder* dan *shooting pot*. Extruder meleburkan material polimer kemudian dengan tekanan rendah mengalirkannya ke *shooting pot* lalu menginjeksikannya menuju *hot runner* dengan tekanan tinggi. Sistem dua tahap memberikan keuntungan dalam mempersingkat siklus injeksi, pergerakan motor screw yang lebih sedikit, kualitas peleburan material lebih konsisten, serta volume keluaran material yang lebih konsisten (Lim et al., 2008).

Penggunaan sistem *injection molding* untuk material PLA masih terbatas secara komersial dikarenakan laju kristalinitas yang lambat dibandingkan material termoplastik lainnya dengan siklus cetak yang standar. Laju kristalinitas dan kristalinitas final dari produk PLA dapat dikontrol dengan penambahan agen nukleasi untuk mengoptimalkan kondisi proses injeksi. Kristalinitas berperan penting terhadap sifat mekanik dan ketahanan dari PLA. Pada material PLA murni diperlukan waktu 17-45 menit untuk mencapai kristalinitas yang diharapkan, sehingga untuk mendapatkan karakteristik fisik produk yang baik diperlukan siklus cetak yang sangat lama, terutama untuk komponen

otomotif dibandingkan dengan material termoplastik lainnya seperti polypropylene (Harris & Lee, 2008).

Sifat mekanik PLA dapat ditingkatkan dengan manipulasi sifat *thermochemical* selama proses *injection molding* sistem konvensional (*conventional injection molding/CIM*). Pada sistem *injection molding* dengan pengontrolan orientasi (*shear controlled orientation injection molding/SCORIM*) dapat control kenaikan temperatur selama proses injeksi untuk memanipulasi gaya geser yang berpengaruh pada struktur, solidifikasi, serta sifat mekanik polimer. Penggunaan sistem SCORIM berhasil dilakukan pada material campuran PLA/pati/ethylene vinyl alcohol (EVOH) untuk aplikasi medis (Altpeter et al., 2003). Pada sistem injeksi molding konvensional, temperatur lebur pada saat proses pencetakan menjadi penentu pada sifat *thermomechanical* PLLA. Viskositas lebur pada PLLA lebih tinggi pada temperatur rendah dan semakin menurun dengan adanya peningkatan temperatur injeksi. Perubahan sifat mekanik dari PLLA terjadi selama proses peleburan dengan adanya peningkatan temperatur lebur serta temperatur mold (Altpeter et.al., 2003). Proses pembuatan pelat medis untuk perbaikan tulang kepala (*craniofacial plates*) dengan material PLGA menggunakan metode *injection molding* yang diteliti oleh Melo et al., (2017) dengan variasi dua temperatur injeksi yaitu 240 °C (rendah) dan 280 °C (tinggi) menghasilkan kekuatan bending 41,4 MPa, modulus bending 2.2 GPa pada temperatur 240 °C serta 30,1 MPa untuk kekuatan dan 1,9 GPa untuk modulus pada temperatur 280 °C. Berdasarkan pengujian degradasi selama 60 hari dihasilkan bahwa penurunan kekuatan maupun modulus bending pada temperatur injeksi 280 °C lebih tinggi dibandingkan pada 240 °C. Selama proses degradasi terjadi penurunan temperatur transisi kaca (Tg) dimana pada temperatur 240 °C terjadi penurunan Tg lebih tinggi dibandingkan pada temperatur lebih 280 °C. Profil mikro menunjukkan bahwa setelah 120 hari perlakuan degradasi pada temperatur 280 °C menunjukkan profil retak yang besar pada miniplat sedangkan pada temperatur 240 °C tidak terjadi.

Lim et al. (2008) melaporkan bahwa riwayat termal memiliki efek signifikan pada perilaku transisi kaca PLA. Pendinginan cepat pada polimer dari lelehan (>500 °C/ mnt) menghasilkan polimer yang sangat amorf. Kondisi tersebut ditemukan selama proses *injection molding* yang dapat berkontribusi terhadap penyusutan, bengkok atau bahkan tingkat kegelapan dari produk cetakan. Pola *differential scanning calorimetry* (DSC) dua PLA amorf, yaitu sampel PDLLA ($M_w=70$ kDa) yang secara intrinsik amorf dan sampel

PLLA ($M_w=200$ kDa) yang didinginkan menjadi amorf melalui pendinginan cepat pada 100 °C/menit setelah peleburan. Dalam kedua kasus, T_g terletak pada sekitar 65 °C (Fambri dan Migliaresi, 2010). Nilai T_m PLA juga mempengaruhi kemurnian optiknya dimana nilai T_m maksimum untuk PLA murni (baik L atau D) adalah sekitar 180 °C dengan entalpi $40-50$ J/g. Namun secara tipikal nilai T_m untuk PLA berada di kisaran $130-160$ °C. Efek depresi T_m dari meso-laktida dalam polimerisasi dapat meningkatkan kemampuan proses dengan mengurangi panas dan degradasi hidrolitik atau menyebabkan reaksi kebalikan dari formasi laktida (Lim et al., 2008). L kristalisasi tercepat untuk PLA murni ditemukan dalam kisaran suhu $110-130$ °C (Fambri dan Migliaresi, 2010).

2.10 Fourier Transform Infrared Red Spectroscopy (FTIR)

Fourier Transform Infrared Red Spectroscopy (FTIR) ialah salah satu metode yang biasa digunakan dalam menganalisis gugus suatu senyawa. FTIR memberikan gambaran dan struktur molekul suatu senyawa. Spektrum IR dihasilkan dengan mengukur absorpsi radiasi, refleksi atau emisi di daerah IR. FTIR memiliki spektrum gelombang elektromagnetik dengan rentang bilangan gelombang 10 cm^{-1} hingga 14000 cm^{-1} . FTIR memiliki tiga daerah inframerah dengan rentang sebagai berikut:

1. Daerah inframerah sedang dengan rentang $4000 - 400\text{ cm}^{-1}$, memberikan informasi tentang gugus-gugus fungsi dalam suatu molekul.
2. Daerah inframerah jauh dengan rentang daerah $400-10\text{ cm}^{-1}$, untuk menganalisis molekul yang mengandung atom-atom berat seperti senyawa anorganik, namun membutuhkan teknik khusus yang lebih baik.
3. Daerah inframerah dekat dengan rentang daerah $12500-4000\text{ cm}^{-1}$, yang peka terhadap vibrasi overtone (Barzilai et al., 1997).

Satuan yang umum digunakan FTIR ialah bilangan gelombang dalam cm^{-1} . Nilai bilangan gelombang berbanding terbalik terhadap frekuensi atau energinya. FTIR dapat mengukur suatu gugus fungsi karena adanya perbedaan momen dipol pada gugus. Momen dipol akan menimbulkan vibrasi ikatan yang mengakibatkan fluktuasi momen dan menghasilkan gelombang listrik. Ikatan kimia dapat bervibrasi sesuai level energinya, sehingga memberikan frekuensi yang spesifik. Jenis-jenis vibrasi molekul biasanya terdiri dari enam macam, yaitu *symmetrical stret alhing*, *assymmetrical stret alhing*, *scissoring*, *rocking*, *wagging*, dan *twisting* (Ellis & Goodacre, 2006).

Tabel 2.14. Korelasi inframerah

Rentang (cm ⁻¹)	Jenis ikatan
3700–2500	Ikatan tunggal ke hidrogen
2300–2000	Ikatan rangkap tiga
1900–1500	Ikatan rangkap dua
1400–650	Ikatan tunggal selain ke hidrogen

Sumber: Fifield dan Kealey (1991)

Perbandingan serapan dari dua senyawa, dapat disimpulkan apakah senyawa itu identik atau tidak. Pelacakan ini disebut sidik jari dari dua spektrum inframerah. Manfaat lain dari spektrum inframerah adalah memberikan keterangan tentang molekul, kisaran serapan yang kecil dapat digunakan untuk menentukan tipe ikatan (Fifield & Kealey, 1991). Tabel korelasi inframerah dibutuhkan untuk memperoleh interpretasi yang lebih jelas (Tabel 2.14).

Analisis FTIR menggunakan sumber cahaya, dimana sinar datang dari sumber sinar akan diteruskan, kemudian akan dipecah oleh pemecah sinar menjadi duabagian sinar yang saling tegak lurus. Sinar ini kemudian dipantulkan oleh dua cermin yaitu cermin diam dan cermin bergerak. Sinar hasil pantulan kedua cermin akan dipantulkan kembali menuju pemecah sinyal untuk saling berinteraksi, lalu sebagian sinar akan diarahkan menuju cuplikan dan sebagian menuju sumber. Gerakan cermin yang maju mundur menyebabkan sinar yang sampai pada detektor mengalami fluktuasi. Sinar akan saling menguatkan ketika kedua cermin memiliki jarak yang sama terhadap detektor dan akan melemahkan jika kedua cermin memiliki jarak yang berbeda. Fluktuasi sinar yang sampai pada detektor ini menghasilkan sinyal pada detektor yang disebut *interferog*.

Gugus fungsi pada *thermoplastic starch* (TPS) menunjukkan ikatan C-O muncul pada posisi *peak* pada panjang gelombang antara 1024-1160 cm⁻¹, ikatan C-H muncul *peak* pada bilangan gelombang 2927 cm⁻¹ dan ikatan O-H muncul *peak* pada bilangan gelombang 3405 cm⁻¹. Hasil tersebut dilaporkan oleh Kaewtatip dan Tanrattanakul (2008) dan Waryat (2013) yang menyatakan bahwa ikatan O-H, C-H dan C-O pati tapioka muncul pada bilangan gelombang masing-masing 3600-3000 cm⁻¹, 2933 cm⁻¹ dan 1190-950 cm⁻¹. Menurut Park dan Seung (2000) spectrum serapan FTIR pada pati seperti pada Tabel 2.15.

Tabel 2.15. Bilangan gelombang dan gugus fungsi TPS

Bilangan gelombang (cm^{-1})	Gugus fungsi
2850, 2920, 2927	C-H stretching
1640	O-H bend of absorbed water
1462	CH_2 bending
1445-1325	C-H bending and wagging
3405	O-H stretching
800 - 1300	C-C and C-O stretching

Sumber : Park dan Seung (2000)

Analisis PLA dengan spektrofotometer FTIR terlihat pada pita serapan melebar berada di daerah $3500\text{--}3000\text{ cm}^{-1}$ yang menunjukkan karakteristik vibrasi ulur --OH . Pita serapan pada daerah $3000\text{--}2850\text{ cm}^{-1}$ menunjukkan karakteristik vibrasi ulur CH, pita serapan pada daerah $1470\text{--}1350\text{ cm}^{-1}$ menunjukkan vibrasi tekuk CH, dan pita serapan pada daerah $1290\text{--}970\text{ cm}^{-1}$ yang menunjukkan vibrasi tekuk C-O-H, serta pita serapan pada daerah $1730\text{--}1715\text{ cm}^{-1}$ menunjukkan vibrasi C=O karbonil (Yang et al., 1994). Kehadiran PEG pada spektrum FTIR menunjukkan ikatan C-O-C yang berada pada bilangan gelombang $1079\text{--}1083\text{ cm}^{-1}$ (Bhiogade et.al., 2020). Menurut Li D. et.al., (2018) kemunculan PEG juga diindikasikan adanya vibrasi tekuk O-H pada daerah $2850\text{--}3500\text{ cm}^{-1}$.

Tabel 2.16. Bilangan gelombang dan gugus fungsi PLA

Bilangan gelombang (cm^{-1})	Gugus fungsi
1715 - 1730	C=O karbonil
1350 - 1470	CH stretching
1350 - 1470	C-H bending and wagging
3000 - 3500	O-H stretching
970 - 1290	C-O-H bending

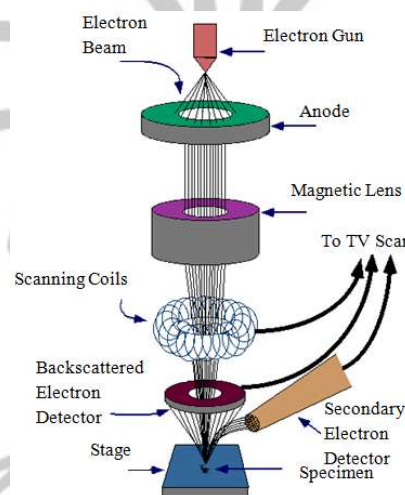
Sumber : Yang et al., (1994)

2.11 Scanning Electron Microscopy (SEM)

Scanning Electron Microscopy (SEM) adalah metode yang digunakan untuk mengetahui morfologi dan interaksi PLA atau antara PLA dan pengisi atau penguatan campuran atau komposit (Inkinen et al., 2011). SEM merupakan suatu metode

pemeriksaan yang diakui dan diterima oleh komunitas peneliti material di dunia. Metode ini dapat mengidentifikasi dan mengamati yang terjadi di sekitar interface antara bahan dengan lapisan oksida secara detail.

Sebuah gambar dihasilkan oleh SEM dengan memfokuskan berkas elektron yang memindai permukaan spesimen. Topologi dan morfologi diamati menggunakan instrumen dapat mencapai kedalaman area hingga puluhan micrometer pada perbesaran 1000X dan orde micrometer pada perbesaran 10.000X. Berkas elektron yang dipergunakan untuk memindai spesimen dihasilkan oleh *electron gun* yang tersusun atas tiga komponen yaitu: (1) sebuah filamen katoda yang terbuat dari kawat tungsten, kristal *lanthanum hexaboride* (LaB6) atau *cerium hexaboride* (CeB6), (2) sebuah tudung bercelah (*Wehnelt Cylinder*) yang mengontrol aliran dari electron (bias), dan (3) sebuah plat anoda bermuatan positif yang menarik dan mempercepat elektron menuju spesimen.



Gambar 2.16. Skema Mesin *Scanning Electron Microscopy* (SEM)

Prinsip kerja SEM adalah dengan memindai permukaan material, dimana terjadi interaksi *korpuskular* antara elektron sumber dengan atom pada bahan. Suatu berkas elektron yang menempel pada permukaan sampel, terjadi interaksi elektron dengan atom-atom di atas permukaan maupun di bawah permukaan sampel. Interaksi tersebut mengakibatkan sebagian besar berkas elektron berhasil keluar kembali, elektron tersebut disebut *Backscattered Electrons* (BSE), sebagian kecil elektron masuk ke dalam bahan kemudian memindahkan sebagian besar energi pada elektron atom sehingga terpelempar keluar permukaan bahan, yaitu *Secondary Electrons* (SE). SE merupakan produk dari

hamburan tak-elastik (*inelastic scattering*) dan memiliki tingkat energi yang rendah. Pada zona interaksi SE hanya dapat lolos dari Sebagian volume dekat permukaan spesimen dengan kedalaman 5-50 nm. Mode SE digunakan untuk memperoleh informasi topografi dan resolusi yang tinggi. Dengan mode ini kontras dan bayangan yang lembut memiliki kemiripan jika specimen disinari dengan berkas cahaya tampak. Sehingga interpretasi gambar menjadi mudah. Sedangkan BSE adalah produk hamburan elastik (*elastic scattering*) yang memiliki tingkat energi yang tidak jauh berbeda dengan energi electron yang datang. Energi yang besar tersebut menyebabkan BSE mudah lolos dari bagian lebih dalam pada zona interaksi, dengan kedalaman 50-300 nm. Dengan metode BSE maka informasi tentang densitas dan atom relative dapat diketahui serta topografi dari specimen.

2.12 Phosphate Buffered Saline (PBS)

Phospat Buffered Saline (PBS) merupakan larutan fisiologis yang umum digunakan sebagai pelarut dalam penelitian biologi. PBS merupakan larutan berbasis air garam yang mengandung natrium klorida, natrium fosfat, dan (dalam beberapa formulasi) klorida kalium dan fosfat kalium. *Buffer* inilah yang nantinya membantu sel dalam mempertahankan konsistensi pH. PBS sebagai pelarut sering digunakan dalam penelitian menggunakan sel hidup, karena kandungan zat-zat nutrisi seperti glukosa dan garam-garam anorganik, serta kemampuan *buffer* dari fosfat (Malole, 1990).

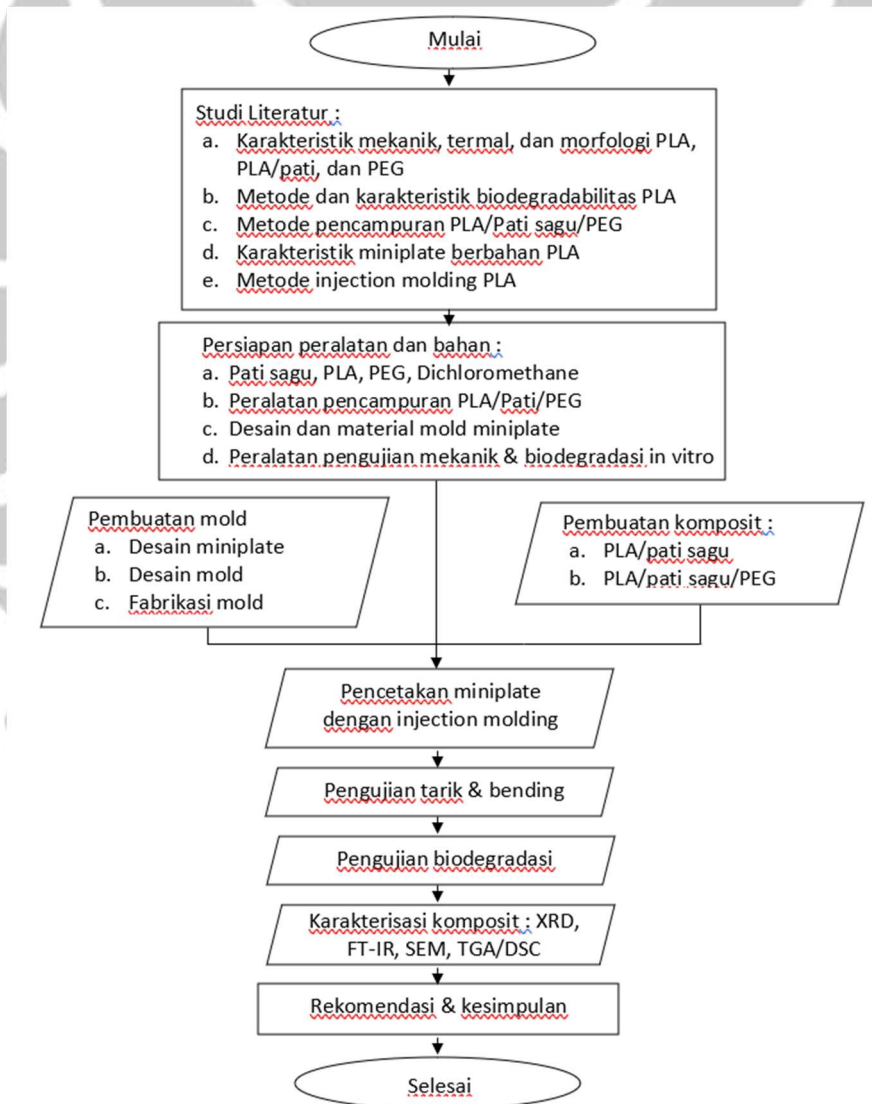
Penggunaan PBS sebagai *buffer* juga sering digunakan dalam aplikasi kultur sel, prosedur immunohistokimia, prosedur mikrobiologi dan untuk pengenceran (Medicago, 2010). Fosfat buffer mengandung banyak manfaat karena bersifat isotonik dan tidak beracun bagi kebanyakan sel. Ini bisa digunakan untuk mencairkan zat dan digunakan untuk membilas wadah yang mengandung sel. PBS dapat digunakan sebagai pengencer dalam metode untuk mengeringkan biomolekul karena molekul air di dalamnya akan terstruktur di sekitar substansi (protein, misalnya) untuk 'dikeringkan' dan diimobilisasi ke permukaan padat.

BAB 3

METODE PENELITIAN

3.1 Alur Penelitian

Penelitian dimulai dengan studi literatur yang berkaitan dengan karakteristik material PLA dan pati, metode pencampuran PLA dan pati, penggunaan campuran PLA/pati dalam bidang biomedis, pembuatan *implant miniplate*, metode *injection molding* PLA, serta metode pengujian yang akan dilakukan untuk mengetahui sifat mekanik, termal, morfologi, serta sifat degradasi dari produk miniplate. Secara garis besar tahap penelitian ini ditampilkan seperti pada Gambar 3.1.



Gambar 3. 1. Diagram alir penelitian

Penelitian ini terdiri dari tiga tahap yaitu pembuatan komposit campuran PLA dan pati sagu (*Metroxylon sago*) sebagai *filler* dengan berbagai macam variasi penambahan pati sagu (0 % berat, 10 % berat, 20 % berat, 30 % berat, 40 % berat, dan 50 % berat) dan pembuatan komposit dari campuran PLA/pati sagu dengan penambahan compatibilizer PEG 10% dan 20% berat. Tahap kedua adalah proses pencetakan produk *miniplate* dengan menggunakan metode *injection molding*, tahap terakhir adalah melakukan pengujian dan analisis mekanik, termal, morfologi, serta biodegradasi dari *miniplate* hasil *injection molding*.

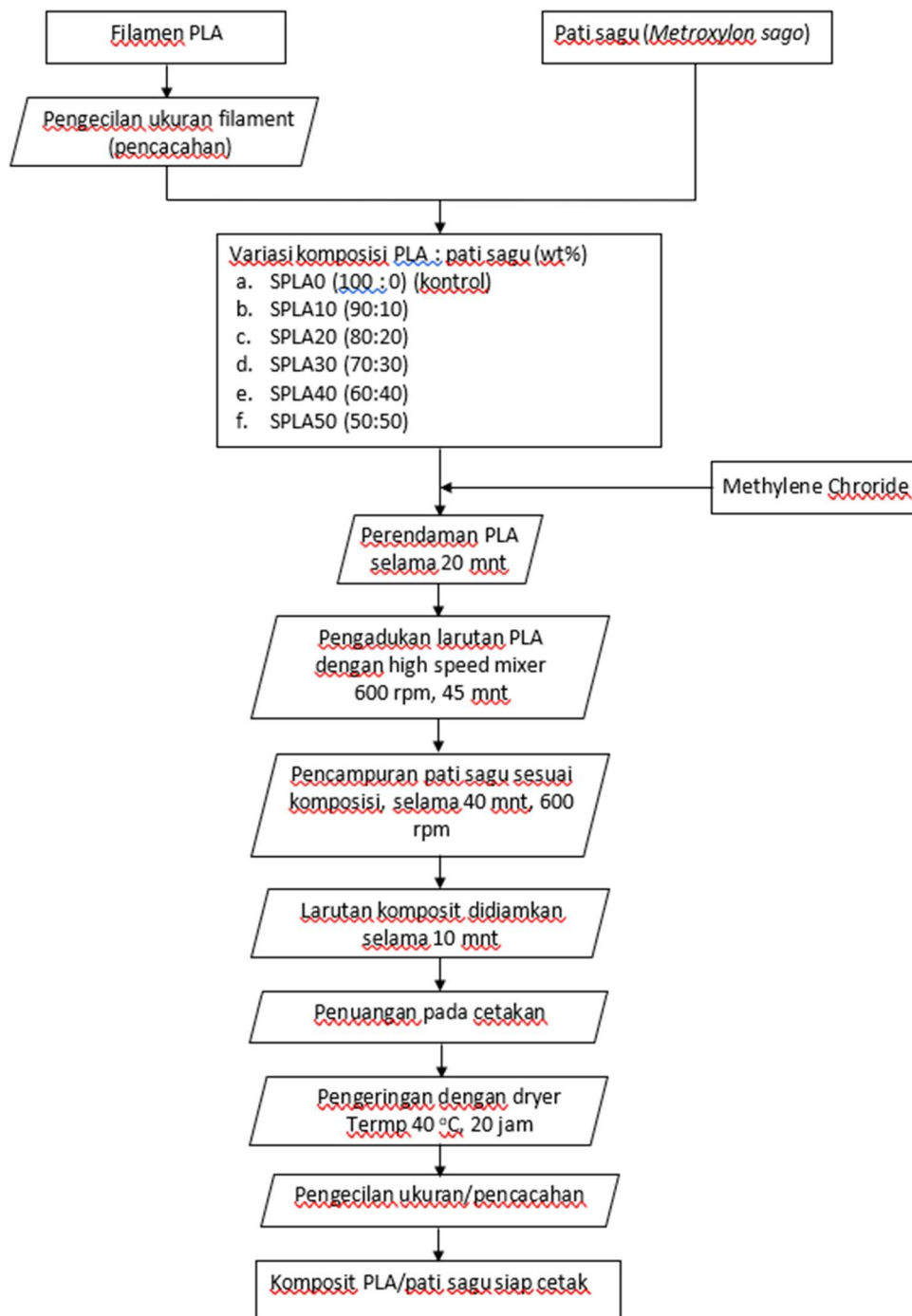
3.1.1 Pembuatan Komposit PLA/Pati Sagu

Proses pembuatan komposit PLA/pati sagu dilakukan dengan metode *solution blending* terdiri dari tiga tahap, yaitu pencampuran antara PLA dan pati sagu dengan pelarut *dichloromethane (methylene chloride/MC)*, pengeringan larutan PLA/pati sagu, dan pengecilan ukuran.

Proses pencampuran pertama dimulai dengan mempersiapkan PLA menjadi potongan kecil sehingga mempermudah proses pelarutan. Sedangkan tepung pati sagu dipersiapkan dalam kondisi kering dengan cara mengeringkan selama 20 jam pada suhu 50°C sebelum dicampurkan dalam larutan PLA. Tahap selanjutnya adalah melakukan penimbangan bahan PLA dan pati sagu sesuai dengan variasi penambahan pati sagu sebagai *filler* terhadap matrik PLA seperti Tabel 3.1.

Tabel 3. 1. Komposisi campuran PLA dan pati sagu

Kode Sampel	Komponen (% berat)	
	PLA	Pati sagu
SPLA0	100	0
SPLA10	90	10
SPLA20	80	20
SPLA30	70	30
SPLA40	60	40
SPLA50	50	50



Gambar 3.2. Tahapan pembuatan komposit PLA/pati sago

PLA yang telah ditimbang kemudian dimasukkan ke dalam bak perendaman dan ditambahkan dengan MC sebanyak 1 liter untuk masing-masing campuran dan direndam selama 30 menit. Setelah itu dilakukan pengadukan menggunakan *high speed mixer* pada kecepatan 600 rpm selama 45 menit. Setelah larutan PLA tercampur merata kemudian

masukkan secara perlahan pati sago yang sebelumnya sudah dikeringkan. Setelah pati sago larut kemudian lakukan pengadukan dengan kecepatan 600 rpm selama 40 menit hingga pati sago tercampur merata dengan PLA. Campuran PLA/pati sago kemudian didiamkan selama 10 menit untuk menghilangkan gelembung udara dalam larutan, setelah itu dituangkan secara merata ke dalam cetakan. Pengeringan larutan PLA/pati sago dilakukan pada temperatur 40 °C selama 20 jam, dan setelah kering kemudian dilakukan pencacahan yang bertujuan untuk pengecilan ukuran sehingga mempermudah komposit PLA/pati sago pada saat proses *injection molding*.

3.1.2 Pembuatan Komposit PLA/Pati Sagu dengan Compatibilizer PEG

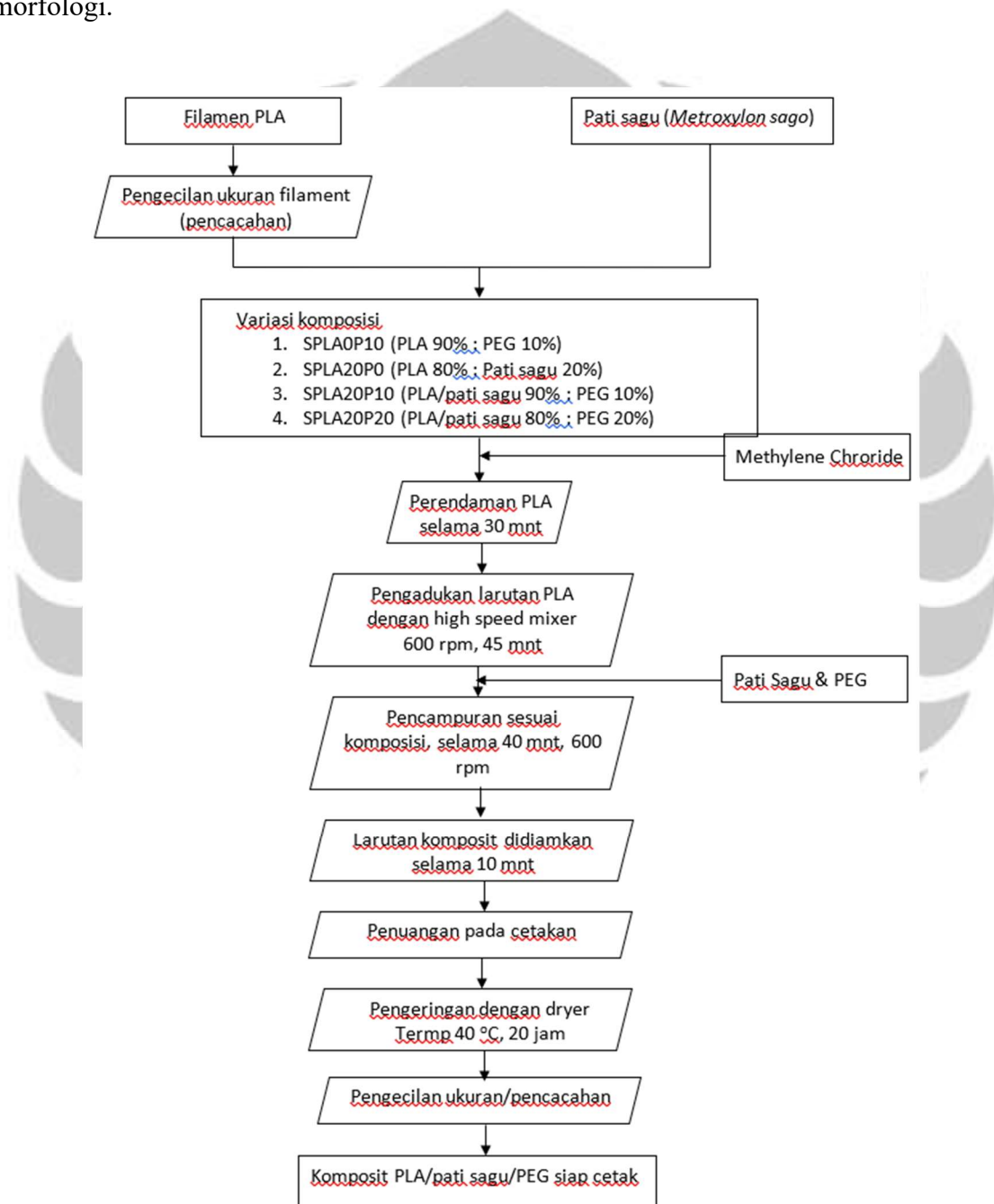
Komposit PLA dan *filler* pati sago dengan penambahan compatibilizer PEG dilakukan seperti metode sebelumnya yaitu *solution blending*. Penambahan PEG sebagai agen compatibilizer dilakukan pada campuran PLA/pati 20 % berat, dengan pertimbangan bahwa penambahan 20 % berat pati ke dalam PLA menghasilkan campuran dengan keseimbangan kekuatan dan kekakuan yang baik (Yew et al., 2005). Penambahan compatibilizer PEG dilakukan dengan beberapa variasi campuran yaitu penambahan PEG sebanyak 10 % berat pada larutan PLA murni (SPLA0P10), penambahan 10 % berat PEG pada campuran PLA/pati sago (SPLA20P10), serta penambahan 20 % berat PEG pada campuran PLA/pati sago (SPLA20P20). Sebagai pembandingan dilakukan pembuatan campuran PLA dan 20% pati sago tanpa penambahan PEG (SPLA20P0).

Proses persiapan bahan dilakukan seperti persiapan pada pembuatan komposit sebelumnya, dimana PLA dipersiapkan dalam bentuk potongan kecil sedangkan tepung pati sago telah dikeringkan sebelumnya. Penimbangan serbuk PEG dilakukan proporsional berdasarkan perbandingan bobot bahan sesuai dengan Tabel 3.2 berikut ini.

Tabel 3.2. Komposisi campuran PLA/pati sago/PEG

Kode Sampel	Komponen (% berat)			
	PLA	PLA/pati sago	Pati sago	PEG
SPLA0P10	90	-	-	10
SPLA20P0	80	-	20	-
SPLA20P10	-	90	-	10
SPLA20P20	-	80	-	20

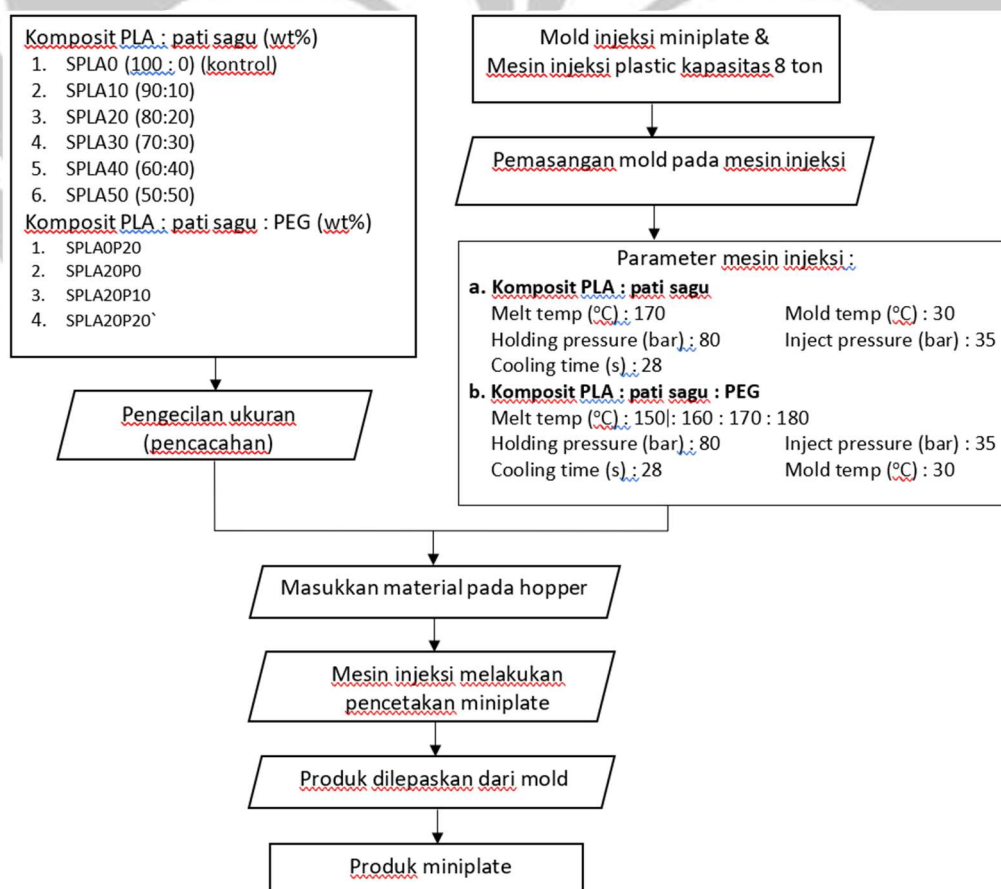
Pembuatan material campuran PLA/pati sagu/PEG kemudian digunakan dalam pencetakan *miniplate* dengan variasi suhu injeksi pada mesin *injection molding*. Fenomena yang terjadi sebagai efek penambahan compatibilizer pada campuran PLA/pati sagu akan dianalisis untuk mendapatkan karakteristik mekanik, termal, maupun morfologi.



Gambar 3.3. Tahapan pembuatan komposit PLA/pati sagu/PEG

3.1.3 Pencetakan Miniplate Dengan Material PLA/Pati Sagu dan PLA/Pati Sagu/PEG

Proses pencetakan miniplate menggunakan *injection molding* terdiri dari dua kelompok, yaitu pencetakan material campuran PLA/pati sagu tanpa penambahan kompatibilizer *poly ethylene glycol* (PEG), serta pencetakan material campuran PLA/pati sagu dengan penambahan kompatibilizer PEG. Pada proses pertama digunakan material komposit PLA/pati sagu yang sudah dibuat sebelumnya dalam bentuk pelet atau butiran kecil akan mempermudah proses peleburan material di dalam mesin injeksi. Material yang digunakan sebagai kontrol adalah SPLA0 dimana tidak ditambahkan pati sagu di dalamnya. Penambahan pati sagu sebagai *filler* pada matriks PLA terbagi menjadi lima variasi campuran, yaitu penambahan pati sebanyak 10 % (SPLA10), 20 % (SPLA20), 30% (SPLA30), 40% (SPLA40), dan 50% (SPLA50) dihitung dari perbandingan berat campuran.



Gambar 3.4. Tahapan pencetakan *miniplate* PLA-pati sagu

Kelompok material kedua diambil dari campuran 20% berat pati sagu pada campuran PLA/pati, dimana terdiri dari beberapa variasi penambahan PEG yaitu penambahan PEG 10% berat campuran (SPLA20P10) dan penambahan PEG 20% berat campuran (SPLA20P20), dengan pembanding penambahan PEG 10 % pada PLA murni (SPLA0P10), serta tanpa penambahan PEG pada campuran PLA/pati (SPLA20P0).

Proses *injection molding* pada kelompok material pertama dilakukan dengan parameter pencetakan yaitu : tekanan injeksi 35 Bar, temperatur *melting* 170 °C, tekanan holding 80 Bar, waktu pendinginan 24 detik, dan temperatur molding 30 °C. Sedangkan proses injeksi pada kelompok material kedua dengan penambahan compatibilizer PEG dilakukan dengan variasi empat macam temperatur *melting*, yaitu 150 °C, 160 °C, 170 °C, dan 180 °C, sedangkan parameter lain sama dengan kelompok material pertama.

Pencetakan pada kelompok material kedua dimulai dari temperatur *melting* paling rendah menuju temperatur *melting* lebih tinggi. Dan pencetakan material selanjutnya dilakukan setelah temperatur barrel telah menurun kembali pada posisi temperatur *melting* yang paling rendah.

3.2 Tempat dan Waktu Penelitian

Penelitian dilakukan di Laboratorium Teknik Mesin dan Laboratorium *Teaching Industry Biomaterial* (TiBio), Teknik Material, Universitas Indonesia untuk mempersiapkan material komposit PLA/pati sagu serta pengujian mekanik *miniplate*. Sedangkan untuk desain dan fabrikasi cetakan *miniplate* dalam bentuk mold *injection molding* dilakukan di Laboratorium Perekayasaan Balai Besar Pengembangan Mekanisasi Pertanian, Badan Litbang Pertanian, Kementerian Pertanian yang berlokasi di Serpong, Tangerang, Banten. Untuk proses pencetakan *miniplate* PLA/pati sagu dilakukan di kawasan industri Tangerang, Banten. Pengujian degradabilitas implan *miniplate* sesuai dengan ISO 10993-5 (E) (*Biological evaluation of medical devices. Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity*) dilakukan di Balai Besar Pengembangan Mekanisasi Pertanian, Badan Litbang Pertanian, Kementerian Pertanian yang berlokasi di Serpong, Tangerang, Banten. Analisa SEM, DSC, dan FTIR dilakukan di Pusat Penelitian Kimia LIPI dan Laboratorium Material BATAN, Serpong, Banten. Penelitian dilakukan dari bulan Desember 2019 hingga bulan Juni 2020, pengambilan data dan analisa laboratorium serta analisa data dan perhitungan dilakukan di Bulan April hingga Juni 2020.

3.3 Bahan dan Peralatan Uji

3.3.1 Bahan Uji

Bahan yang digunakan untuk pembuatan implan *miniplate* adalah campuran antara PLA sebagai matriks dan pati sagu sebagai pengisi (*filler*). Bahan utama PLA berasal dari filament merk SUNLU diameter 1.75 mm produksi Zhuhai Sunlu Industrial Co. Ltd. Sedangkan pati sagu yang digunakan adalah pati sagu merk dagang SAPAPUA yang diproduksi oleh PT ANJ Agri Papua (ANJAP). Bahan compatibilizer berupa *PEG 4000 For Synthesis* dengan berat molekul 4000 g/mol yang diproduksi Merck dengan densitas 1.2 g/cm³. PEG yang dalam campuran PLA/pati sagu diberikan sebanyak 10 % serta 20 % dari berat campuran PLA/pati. *Methylene chloride* (MC) digunakan sebagai pelarut komposit. Larutan *phosphate buffered saline* (PBS) dengan pH 7,3 digunakan dalam pengujian biodegradasi pada produk *implan miniplate*.

3.3.2 Peralatan Uji

Peralatan yang digunakan dalam pembuatan komposit PLA/pati sagu dan PLA/pati sagu/PEG antara lain, neraca analitik, spatula, *high speed mixer*, cawan petri, kaca ukur 100-500 ml, beaker glass, magnetic stirrer, nampan cetakan ukuran 50 cm x 35 cm, mesin pengering, mesin penepung tipe *disc* (*disc mill*) kapasitas 50 kg/jam. Peralatan untuk pengujian degradasi implan *miniplate* berupa *falcon tube*, lemari penghangat yang mampu disetel pada suhu konstan 37 °C dan timbangan analitik Precisa XM 60. Untuk mencetak produk *implan miniplate* digunakan mesin *injection plastic* kapasitas 80 ton dengan merk Elite dengan sistem pendingin air. Instrumen uji untuk pengukuran dimensi produk digunakan Nikon SMZ 1270i Type 164 dengan *software* Indomicroview. Pengujian tarik dan *bending* menggunakan Tensilon AND MCT-2150 dengan kapasitas beban maksimum 500 N. Instrumen yang digunakan untuk menganalisis karakteristik implan *miniplate* adalah *Fourier Transform Infra-Red Spectrofotometer* (FT-IR) Nicolet™ i S50 dari Thermo Fisher dengan rentang frekuensi 15 – 27.000 cm⁻¹ yang dioperasikan dengan *software* OMNIC dari Thermo Fisher. *Thermogravimetry Analysis* (TGA)/ *Differential Scanning Calorimetry* (DSC) menggunakan *Simultaneous Thermal Analyzer* Model Labsys Evo TG-DTA-DSC -1600 C(STA) Setaram-France. Pengujian

difraksi sinar-X (XRD) menggunakan instrument PANalytical tipe Empyrean dengan Anoda Cu pada rentang sudut 10° - 80° (Maksimal 5° - 120°).

3.4 Prosedur Pengujian

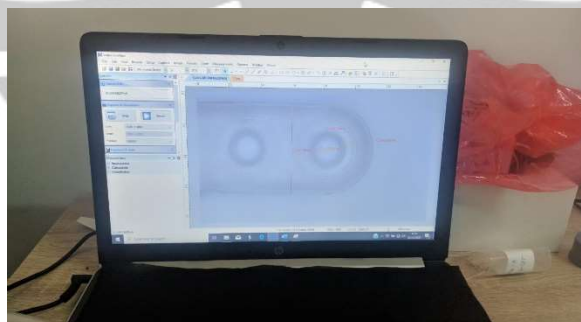
3.4.1 Pengukuran Dimensi Produk Miniplate

Data pengukuran dimensi diperoleh dengan menggunakan mikroskop Nikon SMZ 1270i tipe 164 dan perangkat lunak *Indomicroview* untuk analisis dimensi. Proses untuk metrologi produk miniplate menggunakan jig untuk membantu pengamatan supaya lebih mudah dan presisi.

Sampel yang diambil adalah 5 jenis miniplate untuk tiap perlakuan, sedangkan data dimensi diambil menggunakan perangkat lunak *Indomicroview*, dengan menganalisis dimensi gambar yang ditangkap oleh mikroskop. Mikroskop Nikon memiliki rasio zoom 12,7: 1 dan perbesaran 0,63x hingga 8x.

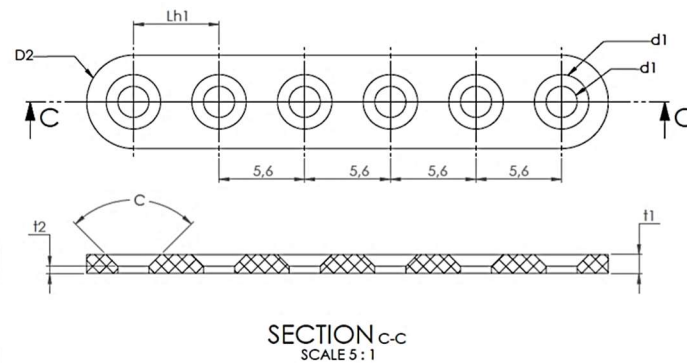


Gambar 3.5. Nikon microscope



Gambar 3.6. Perangkat lunak *Indomicroview*

Pengukuran dimensi miniplate menggunakan parameter yang meliputi : diameter lingkaran lubang dalam (d_1) dan (d_2), diameter lingkaran tepi terluar (D_2), ketebalan miniplate luar (t_1), ketebalan chamfer lubang sekrup (t_2), dan jarak antar lubang sekrup (Lh_1).



Gambar 3.7. Parameter pengukuran dimensi miniplate

Prosedur pengambilan data metrologi adalah sebagai berikut :

1. Hidupkan mikroskop Nikon dan perangkat pengambil gambar
2. Hidupkan komputer dan buka perangkat lunak *Indomicroview* yang ada di dalam computer
3. Kalibrasi mikroskop
4. Letakkan produk miniplate tepat di bawah lensa mikroskop, pada pengukuran ketebalan, gunakan jig untuk memastikan posisi miniplate tegak lurus
5. Sesuaikan perbesaran mikroskop dan pencahayaan produk sehingga terlihat tajam pada monitor computer
6. Sesuaikan perbesaran pada perangkat lunak *Indomicroview* sehingga sama dengan perbesaran mikroskop
7. Ukur dimensi yang dibutuhkan kemudian ambil gambar dan simpan

Pengukuran diameter dilakukan dengan menggunakan metode dua titik dengan jarak terbesar yang bisa diambil yang membentuk diameter. Hasil pengukuran yang diperoleh dimasukkan ke dalam data spreadsheet untuk dilakukan analisis.

3.4.2 Pengujian Sifat Mekanik Implan Miniplate

Pengukuran sifat mekanik dari produk miniplate dilakukan melalui pengujian tarik dan pengujian tekuk (*bending*). Peralatan yang digunakan dalam pengujian ini adalah Universal Testing Machine (UTM) Tensilon AND MCT-2150 dengan kapasitas pembebanan maksimum 500 N. Sampel yang digunakan untuk setiap pengujian berjumlah masing-masing sebanyak 5 buah untuk masing-masing perlakuan.

Uji tarik dilakukan dengan prosedur sebagai berikut :

1. Persiapkan perangkat Tensilon AND MCT-2150 dengan memasang jig grip atas dan bawah untuk pengujian tarik.
2. Pasang miniplate pada jig grip dan pastikan posisi specimen tidak bergerak atau bergeser selama proses pengujian
3. Buka aplikasi uji tarik dan masukkan arah pembebanan tarik (*tensile*) dengan kecepatan konstan 10 mm/menit
4. Masukkan ukuran dimensi specimen
5. Atur output berupa stress (MPa) dan strain (mm)
6. Sebelum memulai untuk setiap pengulangan pengujian, tekan tombol “*clear extension*” dan “*force reZero*”, kemudian tekan tombol “*start*” untuk memulai pengujian
7. Setelah selesai pengujian tekan tombol “*stop*”
8. Catat hasil grafik uji tarik dan mode kegagalan specimen pada form uji Tarik
9. Setiap hasil pengujian tarik dilakukan ulangan 5 kali dengan tanpa mengubah penyetelan.



Gambar 3.8. Perangkat mesin Tensilon AND MCT-2150

Uji *bending* dilakukan sesuai dengan panduan ISO 2859-1 : 1999 dan ASTM E122 dengan prosedur sebagai berikut :

1. Persiapkan perangkat Tensilon AND MCT-2150 dengan memasang jig *bending*.
2. Letakkan spesimen miniplat pada jig mesin Tensilon dan pastikan posisi specimen tidak bergerak atau bergeser selama proses pengujian.
3. Buka aplikasi uji *bending* di komputer dan masukkan informasi arah pembebanan tekan (compress) dan kecepatan konstan sebesar 5 mm/menit
4. Atur output berupa perpindahan (mm) dan gaya (.)
5. Sebelum memulai untuk setiap pengulangan pengujian tekan tombol “clear extension” dan “force reZero”. Tekan tombol “start” untuk memulai pengujian.
6. Tekan tombol “start” untuk memulai pengujian.
7. Setelah selesai pengujian, tekan tombol “stop”.
8. Catat hasil grafik uji *bending* dan mode kegagalan spesimen miniplat pada Form Uji Bending
9. Setiap hasil pengujian *bending* dilakukan ulangan 3 kali dengan tanpa mengubah penyetelan.

3.4.3 Analisis TGA/DSC Miniplat

Analisis termogravimetri (TGA) menampilkan kurva penurunan berat dari sampel ketika dipanaskan sehingga diperoleh karakteristik stabilitas termal dari miniplat. Pengujian dilakukan menggunakan perangkat Simultaneous Thermal Analyzer, Model Labsys Evo TG-DTA-DSC -1600 C(STA). SETARAM-FRANCE. dengan rentang temperatur 25-600 °C pada pemindaian 20 °C/mnt dibawah aliran gas argon. Differential Scanning Calorimetry (DSC) dilakukan pada temperatur 0 °C hingga 200 °C dengan laju kenaikan panas 10 °C per menit dimana pada 200 °C temperatur ditahan selama 5 menit kemudian temperature diturunkan hingga 30 °C dengan laju penurunan panas 10 °C per menit dan ketika berada pada 30 °C temperatur ditahan selama 3 menit, selanjutnya temperatur dinaikkan kembali hingga 200 °C. Keluaran data berupa termogram dimana sumbu x menyatakan waktu dan fungsi temperatur, sedangkan sumbu y menyatakan laju panas/*heat flow* dalam milliwatt (mW)

3.4.4 *Fourier Transform Infrared Red Spectroscopy (FTIR)*

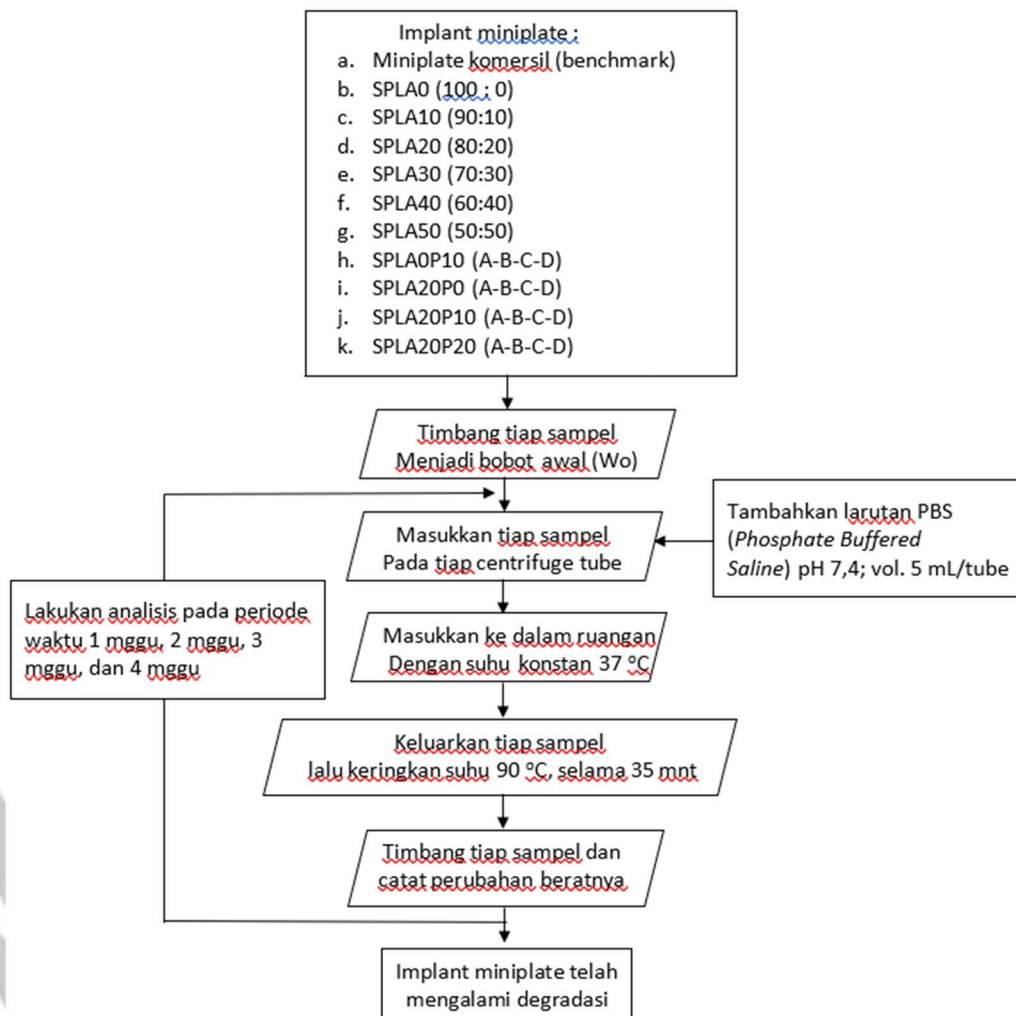
Spektrum FT-IR diperoleh menggunakan spektrometer Fourier Transform Infra Red Nicolet™ iS50 dari Thermo Fisher dengan rentang frekuensi 15 - 27,000cm¹ yang dioperasikan dengan software OMNIC dari Thermo Fisher. Persiapan sampel dilakukan dengan memotong melintang pada ketebalan 1 mm kemudian dilakukan karakterisasi sesuai dengan metode yang dilakukan oleh Kim et al. (2009) pada resolusi 4 cm⁻¹ dalam panjang gelombang 400 – 4000 cm⁻¹ dengan 20 pemindaian rata-rata tiap sampel. Hasil bilangan gelombang sampel yang telah diukur, dibandingkan dengan literatur untuk mengetahui gugus fungsinya.

3.4.5 Pengujian Biodegradasi Miniplate

Pengujian biodegradasi miniplate PLA/pati sagu/PEG dilakukan sesuai standar ISO 10993-5 (E) : *Biological evaluation of medical devices. Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity*. Sampel miniplate dengan berbagai macam perlakuan yang telah dilakukan penimbangan bobot sebelumnya dimasukkan satu per satu ke dalam tabung *falcon* yang berisi larutan *Phosphate Buffered Saline* (PBS) pada pH 7,3±0.2 sebanyak 20 mL dan tertutup rapat. Sampel kemudian disimpan dalam lemari inkubasi dengan temperatur stabil 37±1 °C selama 28 hari untuk kemudian dilakukan pengukuran bobot sampel setiap 7 hari. Penggantian larutan PBS dilakukan ketika pH larutan telah berubah di luar standar yang ditetapkan. Proses penimbangan sampel setelah dilakukan pengeringan pada temperatur 90 °C selama 30 menit hingga berat konstan. Hasil penimbangan berat sampel kemudian dilakukan tabulasi untuk kemudian dilakukan analisis laju biodegradasi. Persamaan kehilangan berat dari miniplate akibat dari biodegradasi dihitung dengan persamaan sebagai berikut

$$W_{loss}(\%) = \frac{m_d}{m_0} \times 100\% \quad (1)$$

Dimana W_{loss} (%) adalah rata-rata laju degradasi, m_d adalah berat miniplate awal dan m_0 adalah berat miniplate akhir (setelah pengeringan) (Zhao et al., 2020; Akrami et al., 2016).



Gambar 3.9. Prosedur pengujian biodegradasi miniplate

3.4.6 Prosedur Pengujian XRD

Karakterisasi dengan difraksi sinar-X (XRD) dilakukan untuk mengetahui gambaran utama miniplate yang diperoleh yaitu ukuran partikel dan derajat kristalinitas. Sampel miniplate dipersiapkan untuk karakterisasi XRD diambil 400 mg sampel yang telah ditumbuk diletakkan pada kaca dengan bantuan perekat. Sampel dikarakterisasi menggunakan alat XRD merk PANalytical dengan tipe Empryean dengan sumber anoda Cu yang dianalisis menggunakan perangkat lunak *HighScore Plus* ver: 3.0e. Tegangan yang digunakan adalah 40 kV dan arus sebesar 30 mA. Sudut 2θ yang dipakai adalah 10° sampai dengan 80° pada laju pemindaian $0,0263^\circ/\text{step}$.

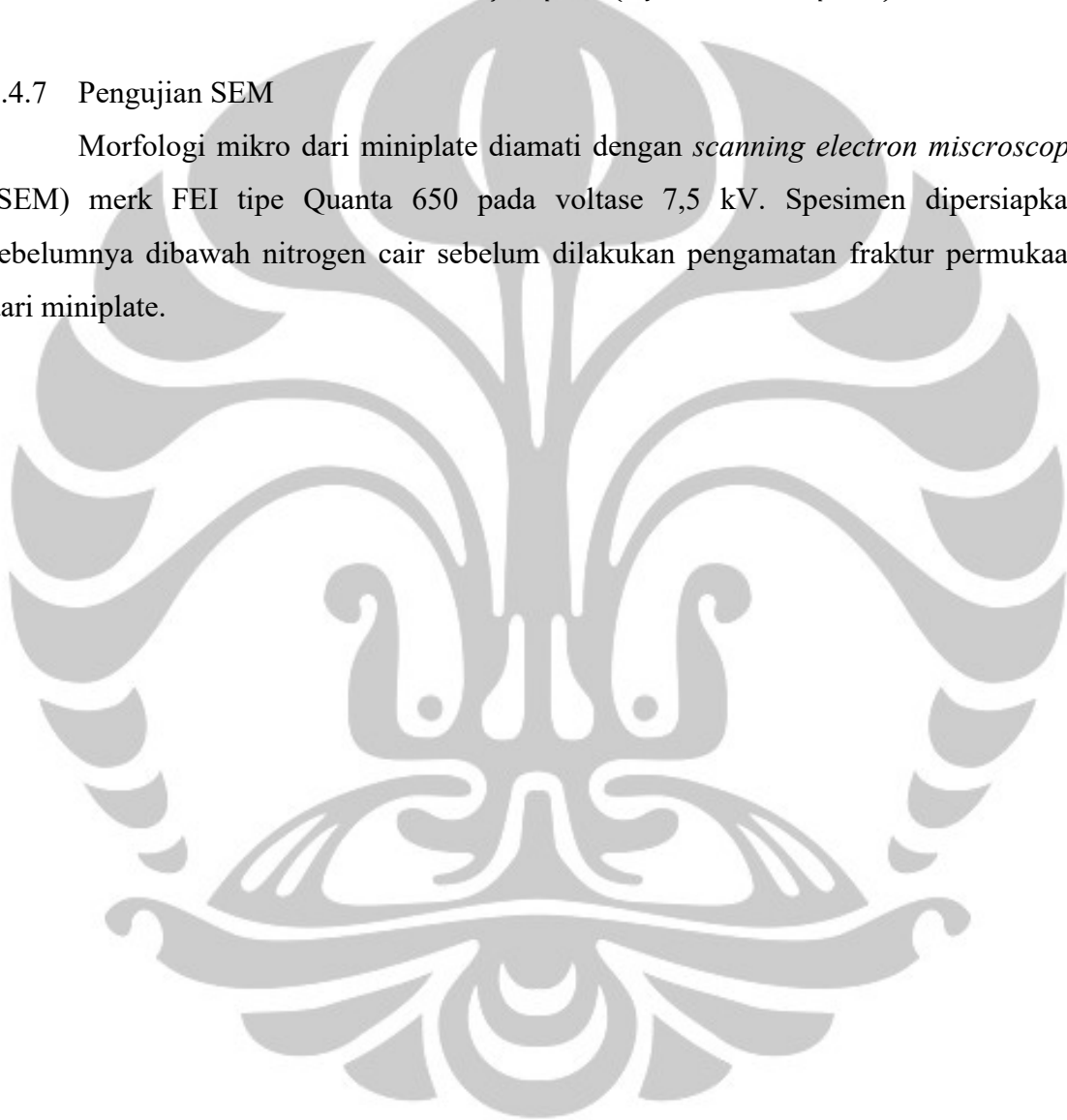
Derajat kristalinitas yaitu besaran yang menyatakan banyaknya kandungan kristal dalam suatu material dengan membandingkan luasan kurva kristal dengan total luasan

amorf dan kristal (Purnama, 2006). Derajat kristalinitas (X_c) dihitung menggunakan parameter FWHM (*Full Width at Half Maximum*). Fraksi luas kristal atau amorf dihitung dengan mengkalikan FWHM dengan intensitas. FWHM dianggap setengah alas dan intensitas sebagai tingginya.

$$\text{Cristallinity} = X_c (\%) = \frac{\text{Area of cristalline peaks}}{\text{Area of all peaks (cristalline+amorphous)}} \times 100 \quad (2)$$

3.4.7 Pengujian SEM

Morfologi mikro dari miniplat diamati dengan *scanning electron microscopy* (SEM) merk FEI tipe Quanta 650 pada voltase 7,5 kV. Spesimen dipersiapkan sebelumnya dibawah nitrogen cair sebelum dilakukan pengamatan fraktur permukaan dari miniplat.



BAB 4 . HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Karakteristik Material PLA dan Pati Sagu

Berdasarkan pengujian fisik, mekanik, dan termal dari material PLA filament dengan merk SUNLU[®], diperoleh data yang dapat dilihat seperti pada Tabel 4.1. Berdasarkan pengukuran fisik diperoleh nilai densitas dari filamen PLA 1,25 g/cm³. Sedangkan sifat mekanik dari filamen diperoleh nilai kekuatan tarik, modulus, dan perpanjangan putus berturut-turut adalah 56 MPa, 2865 MPa, dan 8%. Nilai kekuatan *bending* dan modulus *bending* berturut-turut adalah 115 MPa dan 3185 MPa. Pada pengujian sifat termal diperoleh nilai temperatur transisi gelas (T_g) berada pada 56,22 °C, dengan temperatur defleksi 80 °C, temperatur peleburan (T_m) 175,85 °C, dan temperatur awal degradasi (Tonset) mencapai 372,63 °C.

Tabel 4. 1. Karakteristik Material PLA Filament Sunlu[®]

Parameter	Value
Physical Properties :	
Density (g/cm ³)	1,25 ± 0,00
Mechanical Properties :	
Tensile Strength (MPa)	56 ± 1,62
Tensile Modulus (MPa)	2865 ± 15,21
Tensile Elongation at Break (%)	8 ± 0,21
Flexural Strength (MPa)	115 ± 3,34
Flexural Modulus (MPa)	3185 ± 7,65
Thermal Properties :	
Glass transition (T _g) (°C)	56,22 ± 2,4
Deflexion Temp. (°C)	80 ± 3,14
Melting Temp. (°C)	175,85 ± 4,3
Degradation Temp./Tonset (°C)	372,63 ± 5,24

Tabel 4.2 menunjukkan karakteristik dari pati sagu yang digunakan dalam eksperimen ini, yaitu pati sagu merk SAPAPUA. Untuk pengujian sifat fisik digunakan pati sagu kering sesuai dengan material yang diperoleh dari pabrikan tanpa dilakukan modifikasi. Berdasarkan pengujian diperoleh kandungan amilosa dan amilopektin dari

granula pati berturut-turut adalah 28,2% dan 70,1%, dengan ukuran rata-rata diameter granula antara 22-54 μm dan temperatur gelatinisasi mencapai 70 °C. Pengujian sifat mekanik dari pati sagu dilakukan dengan penambahan pemlastis glycerol 20% menjadi bentuk film bioplastik. Hasil pengujian film diperoleh kekuatan tarik, modulus, dan perpanjangan putus berturut-turut adalah 12,54 MPa, 62,4 MPa, dan 11,1 %. Sifat termal juga dilakukan pada film yang terbentuk dengan hasil berupa temperatur transisi gelas, temperatur melting, dan kristalinitas berturut-turut adalah 84 °C, 167 °C, dan 26,4 °C.

Hasil pengujian karakteristik material filamen PLA dan pati sagu kemudian dijadikan parameter pada pencampuran keduanya, serta pencampuran dengan penambahan compatibilizer PEG.

Tabel 4. 2. Karakteristik Pati Sagu Murni Merk Dagang "SAPAPUA"

Parameter	Value
Physical Properties :	
Amylosa content* (%)	28,2 \pm 1,46
Amylopectin content* (%)	70,1 \pm 1,23
Lipid content* (%)	0,24 \pm 0,00
Protein content* (%)	0,43 \pm 0,00
Karbohidrat content* (%)	83,5 \pm 2,50
Moisture content* (%)	9,17 \pm 0,35
Granule diameter*(μm)	22-54 \pm 1,1
Gelatinization temp.*(C)	70 \pm 0,52
Solubility* (%)	38,4 \pm 1,12
Mechanical Properties** :	
Tensile Strength (MPa)	12,54 \pm 0,21
Tensile Modulus (MPa)	62,4 \pm 2,15
Tensile Elongation at Break (%)	11,1 \pm 0,22
Thermal Properties** :	
Glass transition (Tg) (C)	84 \pm 2,22
Melting Temp. (Tm) (C)	167 \pm 2,56
Crystallinity (%)	26,4 \pm 1,3
Enthalpy of gelatinization (ΔH) (J/g)	16,4 \pm 0,86

* Pati sagu kering;

** Film pati sagu dengan glycerol 20%

4.2. Proses Pembuatan Komposit

Pembuatan material komposit yang akan digunakan pada pencetakan *injection molding* dilakukan dengan metode *solution blending*. Material utama yang digunakan adalah PLA dengan merk SUNLU diameter 1,75 mm produksi Zhuhai Sunlu Industrial Co. Ltd. Serta pati sagu (*Metroxylon sago*) dengan nama dagang SAPAPUA produksi PT ANJ Agri Papua (ANJAP). Material compatibilizer *poly ethylene glycol* (PEG) dengan berat molekul 4000 dengan merk Merck dengan densitas 1.2 g/cm³, sedangkan pelarut yang digunakan adalah methylene chloride (MC). Tahap pertama adalah mempersiapkan material campuran antara PLA dan pati sagu. PLA dipersiapkan dengan cara memotong melintang dengan panjang sekitar 1 cm kemudian ditimbang menurut persentase campuran (lihat Tabel 3.1), sedangkan pati sagu yang akan digunakan sebagai *filler* pada matrik PLA dilakukan pengeringan pada temperatur 60 °C selama 24 jam untuk menguapkan kandungan air yang terkandung pada pati.



Gambar 4.1. Penimbangan material PLA dan pati sagu

Sebelum melakukan pencampuran pati, PLA yang telah dipotong dan ditimbang lalu dimasukkan ke dalam wadah pengaduk kemudian dilarutkan ke dalam MC. Perendaman PLA dalam larutan MC dilakukan selama 20-40 menit dalam kondisi tertutup untuk mencegah penguapan MC selama perendaman. Setelah itu dilakukan pengadukan larutan PLA menggunakan mixer dengan putaran 600 rpm selama 45 menit hingga PLA tercampur merata. Kemudian pati sagu sesuai takaran dimasukkan secara perlahan pada larutan PLA, kemudian dilakukan pengadukan kembali selama 40 menit dengan putara 600 rpm.



Gambar 4.2. Proses pengadukan campuran PLA/pati sagu (a) dan penuangan larutan pada cetakan (b)

Seperti pada pembuatan material campuran PLA/pati sagu, maka pembuatan komposit dengan campuran PLA/pati sagu dengan compatibilizer PLA dilakukan dengan metode yang sama, dimana penambahan compatibilizer PEG sebanyak 10% dan 20% dari berat campuran PLA/pati dilakukan ketika pati sagu telah terlarut sempurna.



Gambar 4.3. Proses pengeringan campuran PLA/pati sagu (a), tampilan komposit setelah pengeringan (b)

Sebelum dituangkan pada cetakan maka larutan PLA/pati sagu didiamkan selama 10 menit untuk menghilangkan gelembung udara. Tahap selanjutnya adalah melakukan pengeringan campuran PLA/pati sagu pada temperatur 40 °C selama 20 jam. Proses pencacahan lembaran campuran PLA/pati sagu yang telah kering dilakukan menggunakan mesin pencacah sehingga diperoleh ukuran pelet dengan diameter 2-4 mm. Pencacahan yang untuk mengecilkan ukuran komposit bertujuan untuk mempermudah masuknya ke dalam *hopper* mesin *injection molding*.



Gambar 4.4. Proses pengecilan ukuran komposit (a) dan hasil pengecilan (b)

4.3. Proses *Injection molding* Miniplate

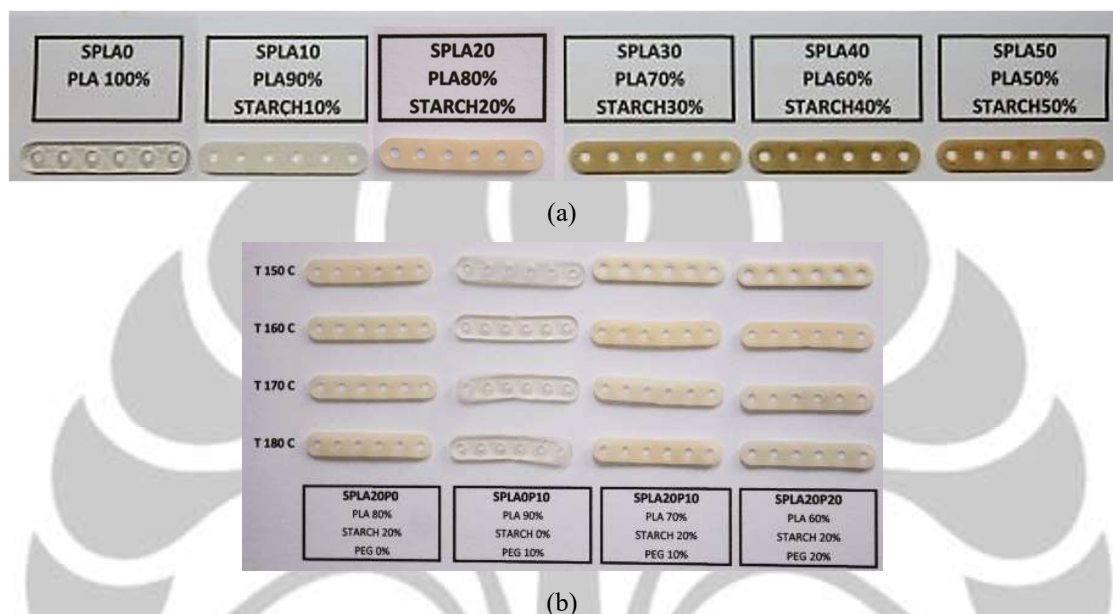
Proses pencetakan miniplate dilakukan menggunakan mesin *injection molding* merk Elite produksi Elite Industrial Holding Ltd. dengan kapasitas 8 ton. Pencetakan miniplate menggunakan mold yang terbuat dari material utama DIN 1. 2311 untuk komponen *core cavity*. Mold miniplate yang digunakan memiliki dimensi 300 mm x 300 mm x 189 mm, dengan dimensi *core cavity* masing-masing 200 mm x 300 mm x 50 mm.



Gambar 4.5. Proses *injection molding* miniplate (a) dan hasil pencetakan miniplate (b)

Parameter pencetakan miniplate menggunakan 4 variasi temperatur injeksi yaitu 150 °C, 160 °C, 170 °C, dan 180 °C untuk melihat pengaruhnya terhadap sifat mekanik dan biodegradasi miniplate (Altpeter et.al., 2003). Pencetakan miniplate dilakukan pada tekanan injeksi 650 bar, *holding pressure* 500 bar, dan menggunakan dengan lama pendinginan air 24 detik. Tahapan injeksi dilakukan setelah pemasangan mold dan uji coba proses menggunakan material PLA murni untuk memastikan kinerja mesin injeksi berjalan dengan baik. Proses pencetakan dimulai dengan memasukkan material komposit

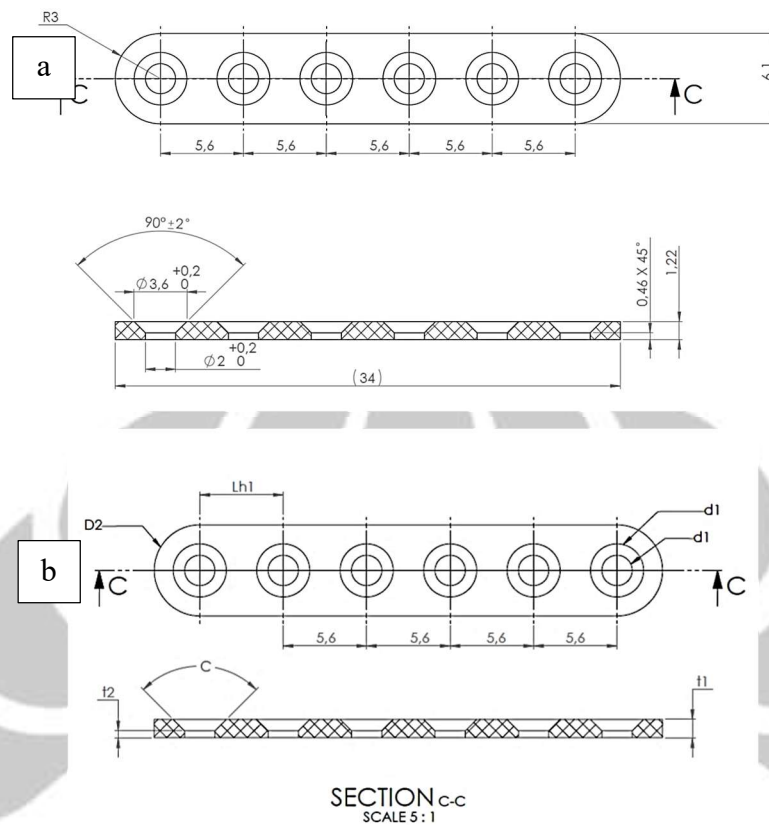
melalui hopper mesin *injection molding*. Pencetakan dimulai dari temperatur injeksi 150 °C menuju temperatur lebih tinggi. Dilakukan jeda pencetakan setelah material selesai tercetak untuk memastikan bahwa produk injeksi adalah produk pada perlakuan yang dikehendaki.



Gambar 4.6. Produk miniplate hasil *injection molding*; produk miniplate dengan variasi campuran PLA/pati (a), dan produk miniplate dengan variasi penambahan compatibilizer PEG (b)

4.4. Dimensi Produk Miniplate

Pengukuran dimensi produk miniplate hasil *injection molding* dilakukan dengan metode pengukuran seperti yang dijelaskan pada Bab 3. Hasil pengukuran dimensi dari produk miniplate berdasarkan parameter desain (Gambar 4.7.b) dengan jumlah ulangan pengukuran untuk masing-masing sampel miniplate adalah 5 ulangan, sedangkan sampel yang diukur adalah sesuai dengan variabel perlakuan sampel, yaitu miniplate dengan material campuran PLA/pati (SPLA0-SPLA50), serta miniplate dengan penambahan PEG pada campuran PLA/pati. Pengukuran dimensi miniplate terdiri dari beberapa bagian sesuai dengan dimensi desain miniplate menggunakan software *Solidworks Ver. 2013* yang juga digunakan dalam pembuatan mold injeksi produk miniplate.



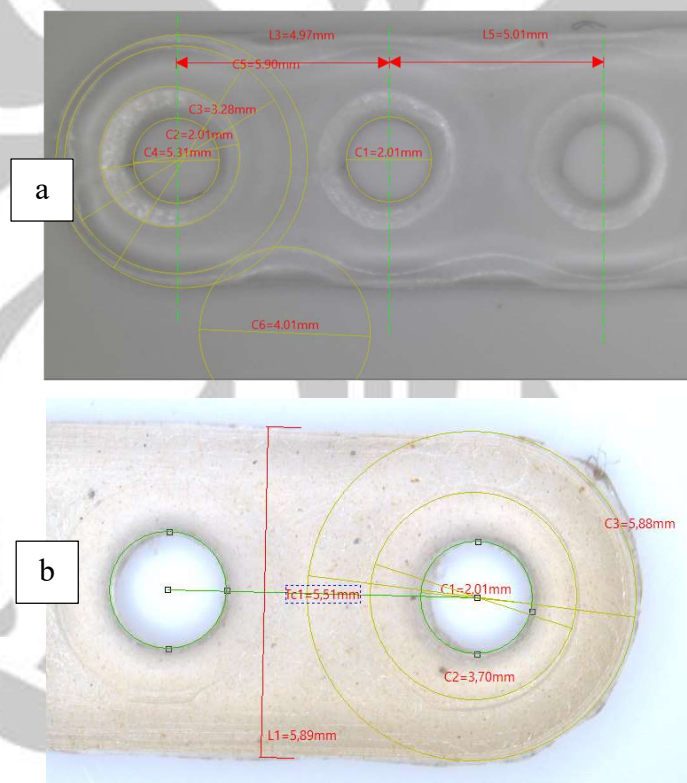
Gambar 4.7. Desain miniplate (a) dan acuan pengukuran dimensi produk (b)

Pengukuran dimensi miniplate digunakan peralatan berupa mikroskop Nikon SMZ 1270i tipe 164 dan perangkat lunak *Indomicroview* untuk analisis dimensi. Proses pengukuran ketebalan dan sudut *chamfer* dalam dibantu dengan menggunakan jig untuk menempatkan spesimen pada posisi tegak lurus terhadap meja pengambilan gambar mikroskop, sehingga hasil pengukuran menjadi lebih akurat.

Hasil pengukuran dimensi dapat dilihat pada Tabel 4.2. diperoleh rata-rata dimensi lubang sekrup pada miniplate (d_1) berada dalam toleransi desain. Penyusutan miniplate pada lubang d_1 sebesar 0.33% dari diameter desain 2,00 mm menjadi diameter 2,01 mm. Hal senada dengan pembandingan dimensi produk komersial yaitu miniplate Inion[®] (Gambar 4.8.a) yang memiliki diameter lubang $d_1 = 2,00$ mm maka penyusutan produk miniplate hasil *injection molding* dengan material campuran PLA/pati sagu sebesar 0.33%. Profil ketebalan miniplate (t_1) dapat dilihat pada Gambar 4.10. dan berdasarkan hasil pengukuran ketebalan miniplate adalah 1,19 mm sedangkan ketebalan pada desain adalah 1,2 mm, sehingga penyusutan yang terjadi adalah sebesar 0.67 %.

Tabel 4. 3.. Parameter Dimensi Desain Miniplate

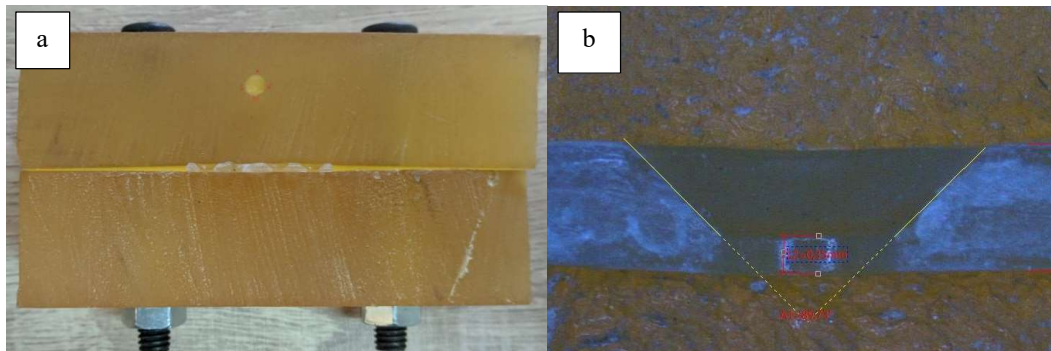
Parameter	Unit	Dimensi	Toleransi
Inner hole diameter 1 (d1)	mm	2,00	+0,2 (atas)
Inner hole diameter 2 (d2)	mm	3,60	+0,2 (atas)
Outer edge diameter (D2)	mm	6,00	-
Thickness (t1)	mm	1,20	-
Inner chamfer thickness (t2)	mm	0,46	-
Inner chamfer radius (C)	deg.	90	± 2
Distance between holes (Lh1)	mm	5,60	-



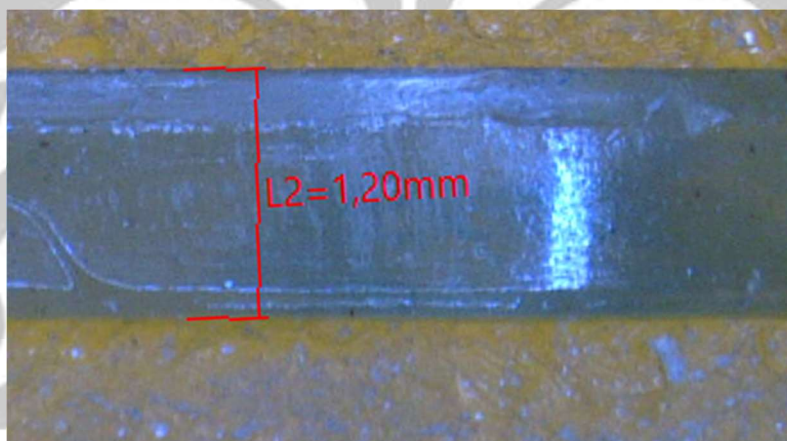
Gambar 4.8. Profil pengukuran miniplate : (a) miniplate Inion® (b) miniplate PLA/pati

Pengukuran dimensi *chamfer* dari lubang bagian dalam (C) dan ketebalan bagian bawah *chamfer* (t2) dilakukan dengan cara memotong menjadi dua bagian miniplate secara melintang sehingga terlihat profil kemiringan dari lubang sekrup (Gambar 4.9.a). Hasil pengukuran sudut *chamfer* untuk produk miniplate (C) diperoleh rata-rata dimensi

89,87° dimana masih dalam batas toleransi desain. Penyusutan yang terjadi disebabkan oleh proses *injection molding* sebesar 0.15 % dibandingkan dengan dimensi desain (90°).



Gambar 4.9. Pengukuran sudut kemiringan lubang miniplate : (a) posisi spesimen pada jig (b) profil sudut kemiringan miniplate PLA/pati



Gambar 4.10. Profil pengukuran ketebalan miniplate

Tabel 4. 4. . Dimensi Miniplate

Parameter	Design Parameter			Bench mark	SPLA0	SPLA10	SPLA20	SPLA30	SPLA40	SPLA50	Ave of all speciment	STDEV	Penyusutan (%)	Gap Dimension
	unit	Dimension	Toleransi	Inion® mini plate										
		a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k		j-a
Inner hole diameter 1 (d1)	mm	2,00	+0,2	2,00	2,00	2,01	2,01	2,01	2,01	2,01	2,01	0,01	0,33	0,007
Inner hole diameter 2 (d2)	mm	3,60	+0,2	3,20	3,70	3,72	3,68	3,69	3,68	3,67	2,70	0,05	2,80	0,101
Outer edge diameter (D2)	mm	6,00	-	6,00	5,98	5,98	5,98	5,98	5,98	5,98	5,98	0,01	0,31	0,019
Thickness (t1)	mm	1,20	-	1,00	1,19	1,19	1,19	1,19	1,19	1,19	1,19	0,01	0,67	0,008
Inner chamfer thickness (t2)	mm	0,46	-	-	0,38	0,38	0,38	0,38	0,38	0,38	0,38	0,01	17,39	0,080
Inner chamfer radius (C)	deg.	90	± 2	-	89,86	89,89	89,86	89,98	89,87	89,87	89,87	0,06	0,15	0,133
Distance between holes (Lh1)	mm	5,60	-	5,00	5,51	5,53	5,53	5,52	5,53	5,53	5,52	0,02	1,42	0,079
Weight (W)	mg	260			255,60	255,60	256,60	256,60	256,20	257,40	255,93	1,10	1,56	4,067

Berdasarkan desain miniplate yang dilakukan dengan menggunakan software *Solidwork ver.2013*, diperoleh volume miniplate $205,01 \text{ mm}^3$ dan dengan memasukkan nilai densitas material PLA pada parameter desain (1252 kg/m^3) maka diperoleh berat miniplate adalah 260 mg. Berdasarkan pengukuran berat sampel produk miniplate hasil *injection molding*, maka diperoleh berat rata-rata produk adalah 255,93 mg atau mengalami penyusutan 1,56 % setelah proses pencetakan.

4.5. Sifat Mekanik Miniplate

Pati merupakan jenis bahan yang potensial sebagai *filler* dalam komposit PLA dengan keunggulan disamping ketersediaannya di alam yang sangat melimpah dari berbagai sumber tanaman seperti sagu, juga mampu meningkatkan biodegradabilitas dan mengurangi biaya produksi (Lu et al., 2009; Schwach & Avérous, 2004). Berdasarkan penelitian sebelumnya oleh Ke & Sun, (2003) dan Ning et al., (2007) menyebutkan bahwa sifat mekanik dari komposit akan berkurang secara signifikan dengan meningkatkan kandungan pati.

Sifat mekanik dari implan miniplate campuran PLA/pati sagu ditunjukkan pada Gambar 4.11 dan Tabel 4.3. Karakteristik mekanik miniplate campuran PLA/pati sagu dijelaskan dalam kekuatan tarik dan, modulus elastisitas, serta perpanjangan putus. Sebagai data pembandingan ditampilkan produk komersial miniplate Inion® yang diperoleh dari penelitian sebelumnya. Berdasarkan data pengujian menunjukkan nilai sifat mekanik dari miniplate dari material PLA murni hasil *injection molding* lebih rendah dibandingkan dengan miniplate komersial Inion®, terutama pada kekuatan tarik dan perpanjangan putus. Kekuatan tarik maksimum diperoleh 42,33 MPa lebih rendah dibandingkan miniplate Inion® dengan 52,74 MPa. Nilai modulus elastisitas dari miniplate adalah 3.56 GPa dimana lebih tinggi dari Inion® dengan nilai 2,54 GPa. Seperti halnya pada pengujian tarik, nilai perpanjangan putus yang dihasilkan miniplate adalah 2.46% dibandingkan produk Inion® sebesar 9,48%. Penambahan pati sagu pada matriks PLA pada konsentrasi dari 10 hingga 50% berat secara konsisten menurunkan kekuatan tarik, nilai modulus, serta perpanjangan putus.

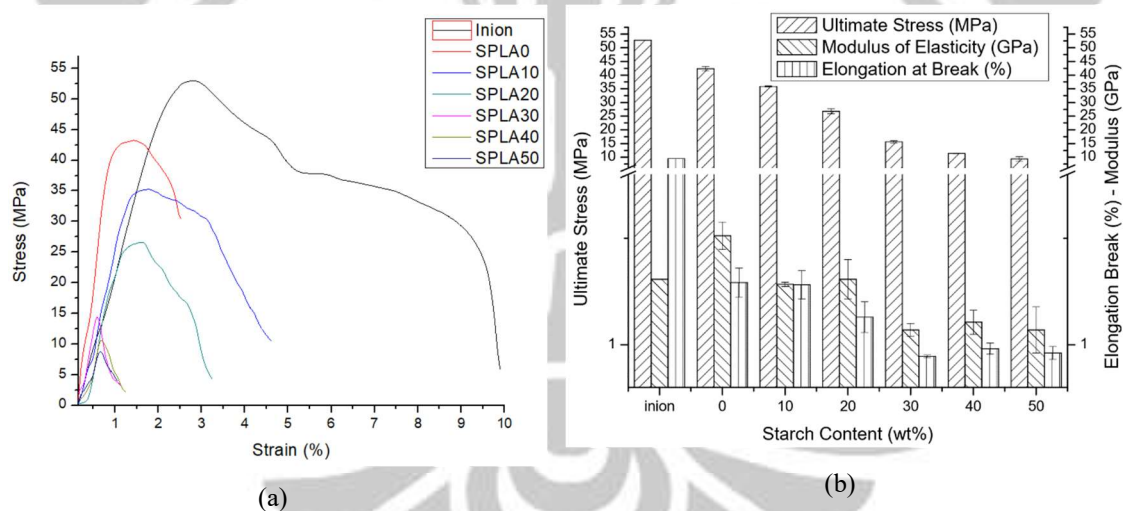
Kenaikan persentase campuran pati pada matriks PLA akan menurunkan kekuatan tarik dari miniplate, hal ini dikarenakan pati yang bersifat hidrofilik dan sensitif terhadap air dan kelembapan lingkungan, sedangkan PLA memiliki sifat hidrofobik yang tahan air. Hal tersebut menjadi penyebab interaksi antar muka antara butiran pati dan PLA menjadi buruk (Ke et. al., 2003; Kim et. al., 1998; Xiong et. al., 2014). Sebagai akibat rendahnya ikatan antar muka PLA dan pati pada proses *injection molding* miniplate adalah terlihat dari tingkat kesulitan pada saat pelepasan produk dari *cavity* mold oleh *ejector*, sehingga banyak produk yang patah ketika dilakukan pelepasan atau tidak tercetak sempurna.

Tingkat kesulitan proses pencetakan miniplate akan terus meningkat dengan bertambahnya persentase pati pada matrik PLA.

Peningkatan interaksi antarmuka molekul pati dan PLA akan meningkatkan kompatibilitas dari campuran, sehingga perlu ditambahkan *compatibilizer* atau *plasticizer* seperti PEG untuk memperbaiki sifat mekanik dari campuran PLA/pati (Ferrarezi et. al., 2013).

Tabel 4. 5.. Sifat mekanik pengujian tarik miniplate dengan variasi campuran PLA/pati sagu

Sample	Percentage of Starch (wt%)	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (GPa)	Elongation at Break (%)
Inion®		52,738	2,539	9,48
SPLA0	0	42,33±0,84	3,56±0,32	2,46±0,34
SPLA10	10	35,37±0,70	2,42±0,05	2,59±0,60
SPLA20	20	26,77±0,90	2,54±0,46	1,65±0,36
SPLA30	30	15,59±0,40	1,35±0,15	0,73±0,03
SPLA40	40	11,37±0,06	1,53±0,28	0,91±0,13
SPLA50	50	9,39±0,87	1,35±0,54	0,81±0,15



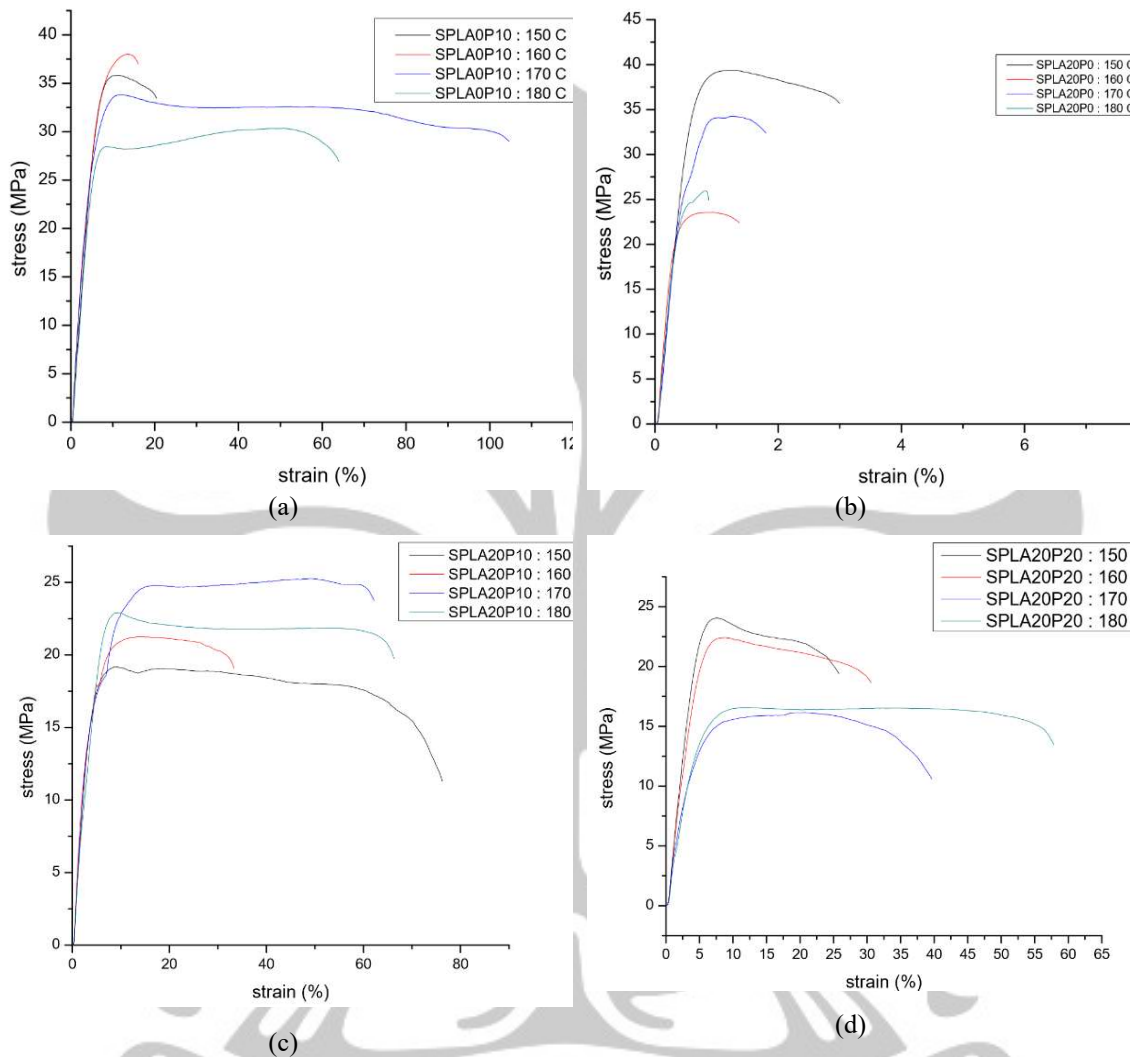
Gambar 4.11. Sifat mekanik miniplate dengan material campuran PLA/pati sagu

Penambahan pati 10% dan 20% berat seperti terlihat pada Grafik 4.11. memberikan efek pada nilai modulus yang tidak jauh berbeda yaitu berturut-turut 2,42 GPa dan 2,54 GPa, sedangkan pada penambahan pati sebesar 30%, 40%, dan 50% berat menunjukkan tren penurunan nilai modulus 37-40 %. Perpanjangan putus pada miniplate dengan bahan PLA murni dibandingkan dengan miniplate Inion® dengan selisih 7.02% lebih rendah. Hal

ini mengindikasikan bahwa material PLA yang digunakan memiliki sifat semikristalin dibandingkan dengan Inion®.

Karakteristik miniplate yang berasal dari campuran PLA/pati memiliki sifat rapuh apabila dibandingkan dengan PLA murni, oleh karena itu dilakukan penambahan compatibilizer PEG untuk memperbaiki sifat mekanik dari miniplate. Gambar 4.12 dan Tabel 4.5. menunjukkan sifat mekanik pengujian tarik miniplate dengan penambahan PEG 10% dan 20% berat pada campuran PLA/pati sagu dan berdasarkan variasi temperatur pencetakan *injection molding*. Sebagai data awal untuk melihat pengaruh penambahan PEG pada PLA murni maka dilakukan pencetakan miniplate dengan material PLA dan ditambahkan PEG 10% berat (SPLA0P10) seperti yang terlihat pada Gambar 4.12.a. dan Tabel 4.4. Berdasarkan data tersebut diperoleh informasi bahwa kenaikan temperatur injeksi akan mempengaruhi sifat mekanik miniplate. Kekuatan tarik maksimum miniplate pada temperatur 150 °C, 160 °C, 170 °C, dan 180 °C berturut-turut adalah 35,81 MPa, 38 MPa, 33,81 MPa, dan 30,34 MPa. Adapun nilai modulus elastisitas berturut-turut adalah 1,40 GPa, 1,60 GPa, 1,52 GPa, dan 1,30 GPa, sedangkan perpanjangan putus berturut-turut adalah 20,38%, 16,17%, 104,64%, dan 63,83%. Berdasarkan keterangan tersebut menunjukkan bahwa pada temperatur cetak 160 °C memiliki kekuatan tarik paling tinggi dibandingkan yang lainnya meskipun memiliki perpanjangan putus terendah, hal ini kemungkinan belum sepenuhnya efek plastisasi PEG pada matrik PLA. Apabila dibandingkan dengan PLA murni (Tabel 4.2.) maka dengan penambahan compatibilizer PEG akan menurunkan kekuatan tarik serta modulus elastisitas yang signifikan (Jacobsen dan Fritz,1999). Berdasarkan data di atas maka penambahan compatibilizer PEG 10% berat akan memberikan dampak penurunan kekuatan tarik antara 14,7% - 22,36%, penurunan modulus elastisitas antara 55,05% - 63,48%. Peningkatan perpanjangan putus yang terjadi sebagai efek compatibilizer PEG sangat signifikan terjadi pada temperatur injeksi 170 °C yaitu sebesar 104,64% atau meningkat 11 kali dibandingkan dengan miniplate dengan bahan PLA murni. Peningkatan perpanjangan putus dipengaruhi oleh temperatur pencetakan yang memungkinkan ikatan antar muka PEG dan PLA/pati sagu. Peningkatan paling efektif terjadi pada temperatur 170 °C, hal tersebut ditunjukkan semakin meningkatnya perpanjangan putus pada temperatur di bawah 170 °C dan kemudian menurun pada temperatur 180 °C. Modulus elastisitas dari miniplate berubah sepanjang kenaikan

temperatur injeksi, dimana peningkatan terjadi dari temperatur 150 °C menuju 170 °C dan kemudian berangsur menurun pada temperatur 170 °C dan 180 °C.



Gambar 4.12. Kurva tegangan-regangan produk miniplate dengan penambahan PEG pada PLA/pati sagu berdasarkan perbedaan temperatur cetak *injection molding* : (a) PLA murni 90% berat : PEG 20% berat; (b) PLA/pati sagu tanpa tambahan PEG; (c) PLA/pati sagu 90% berat : PEG 10% berat; (d) PLA/pati sagu 80% berat : PEG 20% berat.

Gambar 4.12.b. dan Tabel 4.4. menunjukkan karakteristik sifat mekanik miniplate campuran PLA/pati tanpa menambahkan compatibilizer (SPLA20P0) pada variasi temperatur *injection molding*.. Dari grafik tersebut terlihat perbedaan sifat mekanik miniplate dengan adanya perubahan temperatur. Secara berturut-turut kekuatan tarik

maksimum miniplat pada temperatur 150 °C, 160 °C, 170 °C, dan 180 °C adalah 39,37 MPa, 23,56 MPa, 34,25 MPa, dan 25,96 MPa. Adapun nilai modulus elastisitas berturut-turut adalah 1,97 GPa, 2,16 GPa, 1,96 GPa, dan 2,02 GPa, sedangkan perpanjangan putus berturut-turut adalah 2,99%, 1,36%, 1,76%, dan 0,87%. Berdasarkan grafik terlihat bahwa peningkatan temperatur pencetakan akan menurunkan nilai kekuatan tarik maksimum. Kekuatan tarik tertinggi dicapai pada temperatur 150 °C yaitu 39,37 MPa dan dengan penambahan temperatur akan terus menurunkan kekuatan tarik. Senada dengan kekuatan tarik maksimum, maka perpanjangan putus tertinggi terjadi pada temperatur 150 °C yaitu 2,99% dan akan menurun dengan adanya penambahan temperatur pencetakan. Modulus elastisitas dari campuran PLA/pati sagu dengan penambahan temperatur injeksi memiliki nilai tertinggi pada temperatur 160°C dengan yaitu 2,16 GPa. Secara umum modulus elastisitas memiliki nilai fluktuatif, akan tetapi apabila dilihat dari miniplat PLA murni (3,56 GPa) maka dengan penambahan pati pada PLA pada suhu injeksi 150-180 °C maka akan menurunkan modulus elastisitas antara 39,3% – 44,5%.

Material yang digunakan pada percobaan penambahan PEG pada campuran PLA/pati sagu dengan perbandingan 80:20 berdasarkan penelitian sebelumnya oleh Yew et al., (2005) yang menggunakan pati beras sebagai *filler* pada matriks PLA dengan variasi 10, 20, 30, 40, dan 50 % berat dimana menghasilkan penambahan 20% berat pati mendapatkan keseimbangan kekuatan dan kekakuan dari campuran yang baik. Melampaui 20% penambahan pati akan menurunkan secara drastis kekuatan tarik dan perpanjangan putus PLA. Penambahan compatibilizer PEG pada campuran PLA/pati dilakukan dengan dua variasi campuran yaitu penambahan PEG 10% berat dan PEG 20% berat dari campuran PLA/pati.

Pada Gambar 4.6.c. dan 4.6.d. berturut-turut adalah kurva pengujian tarik miniplat untuk PEG 10% dan PEG 20% yang ditambahkan ke dalam campuran PLA/pati sagu. Terlihat pada Gambar 4.12.c penambahan PEG 10% (SPLA20P10) dengan variasi temperatur pencetakan akan mempengaruhi sifat mekanik miniplat. Pada kurva tersebut terlihat jelas terjadinya kenaikan kekuatan tarik dengan adanya penambahan temperatur injeksi, dimana pada temperatur 170 °C memiliki kekuatan tarik tertinggi sebesar 25,63 MPa (Tabel 4.5.), sedangkan kekuatan tarik paling rendah berada pada temperatur 150 °C yaitu 19,18 MPa. Akan tetapi nilai kuat tarik tersebut bila dibandingkan dengan kekuatan tarik dari miniplat PLA murni (42,33 MPa) mengalami penurunan 39,5% dan terhadap

miniplate dengan campuran PLA/pati sagu terjadi penurunan 34.9% (39.37 MPa). Nilai modulus elastisitas paling tinggi dicapai pada miniplate dengan pencetakan pada temperatur 170 °C sebesar 1.57 GPa sedangkan modulus terendah ketika pencetakan pada temperatur 180 °C sebesar 0,93 GPa. Dengan melihat nilai modulus tertinggi pada miniplate dengan penambahan PEG 10% berat campuran PLA/pati sagu terhadap nilai modulus pada miniplate PLA/pati sagu (2,54 GPa) terjadi penurunan sebesar 38,2% - 63,34% atau 55,9% lebih rendah dibanding modulus miniplate dari PLA murni. Peningkatan signifikan dengan penambahan PEG 10% berat campuran terjadi pada perpanjangan putus, terutama pada temperatur injeksi 150 °C yaitu 76,06%, sedangkan perpanjangan putus terendah berada pada suhu pencetakan 160 °C yaitu 35,5%. Kenaikan perpanjangan putus terhadap miniplate PLA/pati (SPLA20) adalah sebesar 33,8 – 45 kali, dan terhadap miniplate dari PLA murni (SPLA0) mengalami kenaikan sebesar 5,9 – 12,6 kali. Hal tersebut terkonfirmasi melalui penelitian yang dilakukan oleh Ferrarezi et. al., (2013) dan Kozlowski et.al. (2006), bahwa penambahan compatibilizer PEG berpengaruh pada campuran PLA/pati, dimana penambahan compatibilizer akan meningkatkan kemampuan tarik (*drawability*) dari miniplate yang signifikan akan tetapi akan menurunkan modulus elastisitas.

Tabel 4. 6. . Sifat mekanik pengujian tarik miniplate PLA murni dengan penambahan PEG

Injection Temp. (°C)	SPLA0P10 (90% PLA murni : 10 % PEG)			SPLA20P0 (100% PLA/pati : 0 % PEG)		
	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (GPa)	Elongation at Break (%)	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (GPa)	Elongation at Break (%)
150	35,81 ± 1,42	1,40 ± 0,20	20,38 ± 0,20	39,37 ± 1,40	1,97 ± 0,51	2,99 ± 0,46
160	38,00 ± 3,02	1,6 ± 0,34	16,17 ± 0,24	23,56 ± 2,13	2,16 ± 0,34	1,36 ± 0,28
170	33,81 ± 1,02	1,52 ± 0,77	104,64 ± 1,41	34,25 ± 1,93	1,96 ± 0,35	1,76 ± 0,47
180	30,34 ± 1,03	1,3 ± 0,32	63,83 ± 1,01	25,96 ± 1,57	2,02 ± 0,24	0,87 ± 0,30

Tabel 4. 7. Sifat mekanik pengujian tarik miniplate PLA/pati dengan penambahan compatibilizer PEG

Injection Temp. (°C)	SPLA20P10 (90% PLA/pati : 10 % PEG)			SPLA20P20 (80% PLA/pati : 20 % PEG)		
	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (GPa)	Elongation at Break (%)	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (GPa)	Elongation at Break (%)
150	19,92±1,15	1,16±0,20	76,06±1,15	24,05±0,57	1,26±0,71	25,73±3,53
160	22,93±1,34	1,28±0,34	35,50±2,46	22,42±2,09	1,11±0,89	30,52±2,70
170	25,63±2,17	1,57±0,51	62,12±2,43	16,15±3,41	0,87±0,65	39,32±1,17
180	24,458±2,3	0,93±0,32	66,52±2,95	16,58±2,5	0,8±0,06	57,85±3,38

Penambahan compatibilizer PEG akan mempengaruhi perpanjangan putus pada campuran PLA/pati sagu, akan tetapi persentase penambahan compatibilizer yang terlalu tinggi akan mempengaruhi sifat mekanik dari miniplate. Pada Gambar 4.12.d. menunjukkan sifat mekanik miniplate dengan penambahan PEG 20% berat campuran PLA/pati sagu, dimana pada temperatur injeksi 150 °C menghasilkan kekuatan tarik maksimum dan modulus elastisitas tertinggi berturut-turut 24,05 MPa dan 1,26 GPa. Peningkatan temperatur selanjutnya akan menurunkan nilai kekuatan tarik mencapai 16,15 MPa pada temperatur injeksi 170 °C dan menurunkan modulus elastisitas mencapai 0,80 GPa pada temperatur injeksi 180 °C. Perpanjangan putus pada miniplate pada temperatur 150 °C mencapai 25,73% sedangkan perpanjangan putus tertinggi terjadi pada temperatur 180 °C yaitu 57,85%. Sifat mekanik campuran PLA/pati sagu dengan penambahan PEG 20% berat (SPLA20P20) apabila dibandingkan dengan sifat mekanik campuran PLA/pati sagu (SPLA20) adalah mengalami penurunan kekuatan tarik mencapai 38,9%, modulus elastisitas menurun 50%, dan perpanjangan putus mengalami kenaikan tertinggi mencapai 21.3 kali pada temperatur 180 °C. Apabila dibandingkan dengan miniplate PLA murni (SPLA0) maka penurunan kekuatan tarik mencapai 43,2%,

penurunan modulus elastisitas mencapai 64,5%, dan mengalami kenaikan perpanjangan putus mencapai 22,5 kali.

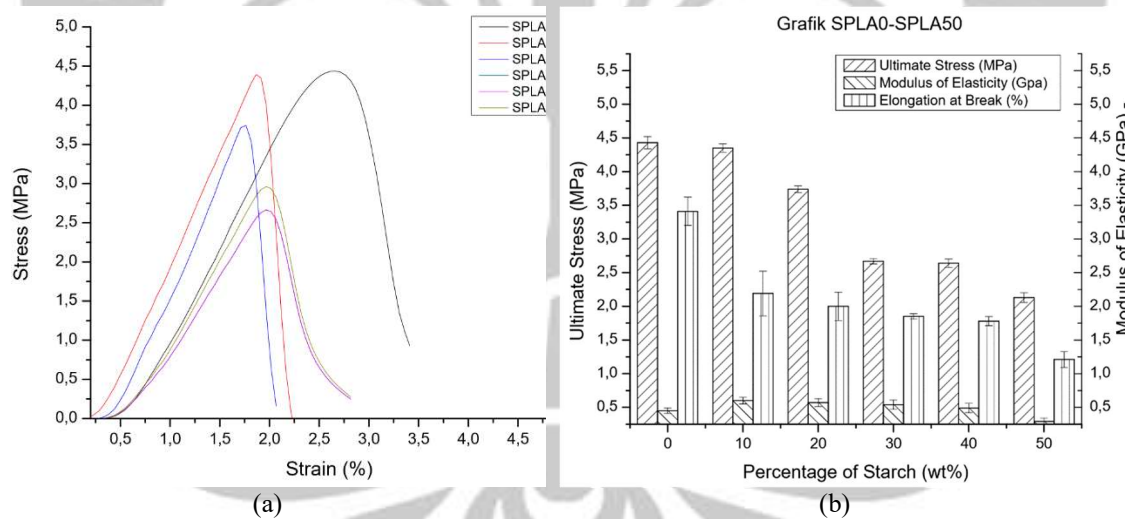
Perbedaan nyata terlihat pada produk miniplate yang berasal dari material campuran PLA/pati dengan penambahan PEG 10% berat (SPLA20P10) dan miniplate dengan PEG 20% berat. Pada miniplate dengan PEG 10% berat menunjukkan karakteristik temperatur pencetakan 170 °C diperoleh produk dengan kekuatan tarik tertinggi yaitu 26,63 MPa, dengan modulus elastisitas mencapai 1,57 Gpa, dan perpanjangan putus 62,12%. Sedangkan pada miniplate dengan PEG 20% pada campuran PLA/pati sagu memiliki nilai kekuatan tarik tertinggi pada temperatur 150 °C dengan modulus 1,26 GPa dan perpanjangan putus 25,73%. Dengan demikian penambahan compatibilizer PEG pada campuran PLA/pati akan menurunkan temperatur pencetakan miniplate, menurunkan modulus elastisitas, serta menaikkan perpanjangan putus. Penambahan PEG 10% lebih efektif meningkatkan perpanjangan putus dibandingkan dengan PEG 20%, hal senada dilaporkan oleh Rogovina (2019) dimana penambahna PEG <20% memberikan perpanjangan yang lebih efektif. Rantai molekul PEG bertindak sebagai *compatibilizer* yang efisien pada campuran PLA/pati sagu, dimana PEG berfungsi meningkatkan interaksi antar muka PLA dan pati, serta bertindak sebagai penghubung antar molekul.

Pengujian *bending* pada miniplate dari bahan campuran PLA/pati sagu dengan variasi persentase penambahan pati pada matrik PLA (0%, 10%, 20%, 30%, 40%, dan 50%) ditampilkan pada Tabel 4.6. dan kurva kekuatan lentur dan grafik sifat mekanik dari miniplate dapat dilihat pada Gambar 4.13. Berdasarkan Tabel 4.6 dapat dilihat bahwa kekuatan *bending* (*flexural strength*) pada miniplate dengan bahan PLA murni mencapai 4,43 MPa dengan nilai modulus elastisitas 0,45 GPa dan perpanjangan putus 3,41%. Penambahan pati pada matrik PLA akan memberikan pengaruh pada penurunan kekuatan *bending* dan penurunan perpanjangan putus. Penurunan tersebut seperti telah dilaporkan oleh Yang et.al., (2015) disebabkan oleh rendahnya ikatan antarmuka pati yang bersifat hidrofilik dengan PLA yang bersifat hidrofobik. Meskipun demikian, penambahan pati pada matrik PLA akan meningkatkan modulus elastisitas meskipun tidak signifikan, terutama pada penambahan 10-40% pati, sedangkan pada penambahan 50% pati akan menurunkan modulus hingga 0,29 GPa atau 35,5%. Penurunan kekuatan *bending* dengan penambahan pati 10%, 20%, 30%, 40%, 50% berturut-turut adalah : 1,8 %, 15,5%, 39,7%,

40%, dan 51,9%. Dengan demikian penurunan kekuatan *bending* lebih dari 30% secara signifikan terjadi ketika ditambahkan pati ke dalam matrik PLA sebanyak 30% atau lebih. Penurunan perpanjangan putus yang secara signifikan terjadi ketika penambahan pati 10%, 20%, 30%, 40%, 50% berturut-turut adalah : 36,86%, 42,60%, 47,13%, 49,24%, dan 66,47%. Sedangkan peningkatan modulus elastisitas yang terjadi pada penambahan pati 10%, 20%, 30%, dan 40% secara berturut-turut adalah 25%, 21,05%, 16,67%, dan 8,16%

Tabel 4.8. Sifat mekanik pengujian *bending* miniplat dengan variasi campuran PLA/pati sagu

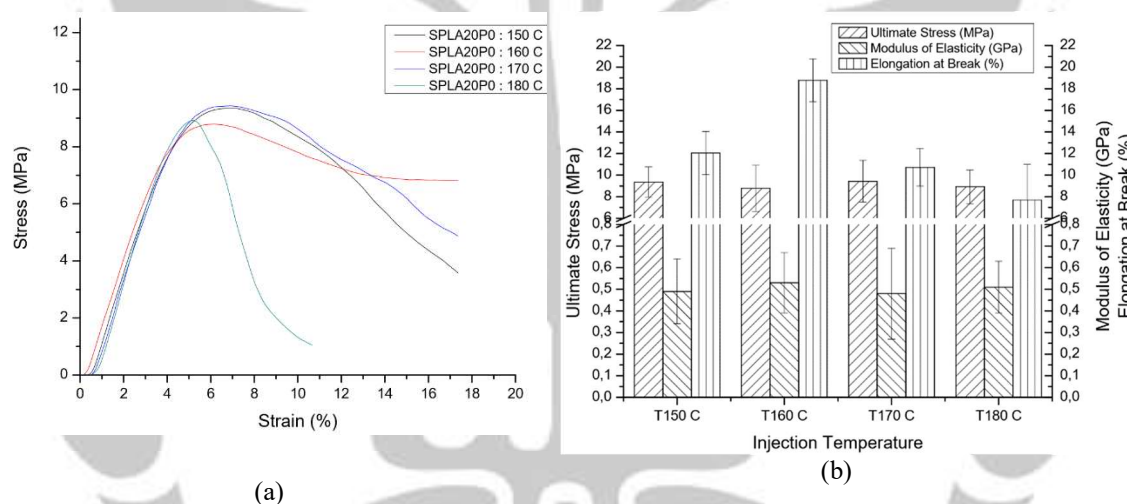
SAMPLE	Percentage of Starch (wt%)	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (GPa)	Elongation at Break (%)
SPLA0	0	4,43±0,09	0,45±0,04	3,41±0,21
SPLA10	10	4,35±0,06	0,60±0,05	2,19±0,33
SPLA20	20	3,74±0,05	0,57±0,06	2,00±0,21
SPLA30	30	2,67±0,04	0,54±0,07	1,85±0,04
SPLA40	40	2,64±0,06	0,49±0,08	1,78±0,07
SPLA50	50	2,13±0,07	0,29±0,05	1,21±0,12



Gambar 4.13. Sifat mekanik miniplat hasil uji *bending* dengan material campuran PLA/pati sagu : (a) Kurva tegangan-regangan, (b) Grafik sifat mekanik

Pengujian *bending* juga dilakukan pada miniplat dengan variasi peningkatan temperatur injeksi dalam proses *injection molding*. Gambar 4.14 menjelaskan sifat mekanik dari uji *bending* miniplat material campuran PLA/pati sagu yang dicetak pada temperatur injeksi 150 °C, 160 °C, 170 °C, dan 180 °C. Dari grafik terlihat kekuatan *bending* dari material tidak berubah secara signifikan dengan adanya kenaikan temperatur

injeksi, seperti yang terlihat pada Tabel 4.7. dimana kekuatan *bending* tertinggi 9,43 MPa berada pada temperatur injeksi 170 °C, dan yang terendah berada pada temperatur injeksi 160 °C. Begitu pula dengan nilai modulus elastisitas terlihat tidak berbeda nyata, dimana modulus tertinggi 0.53 GPa berada pada temperatur injeksi 160 °C. Perbedaan cukup signifikan pada perpanjangan putus, dimana nilai tertinggi berada pada temperatur 160 °C yaitu 18,78%, sedangkan nilai terendah dicapai pada temperatur 180 °C sebesar 7,7 %. Perpanjangan putus dipengaruhi oleh kenaikan temperatur injeksi, dimana semakin tinggi temperatur akan menurunkan nilai perpanjangan putus, hal ini dikarenakan ikatan antarmuka pati dan PLA menjadi semakin rendah dikarenakan terjadinya kerusakan molekul pati yang menyebabkan efek retrogradasi yang akan meningkatkan kekerasan dan kerapuhan (Ginting, 2014).

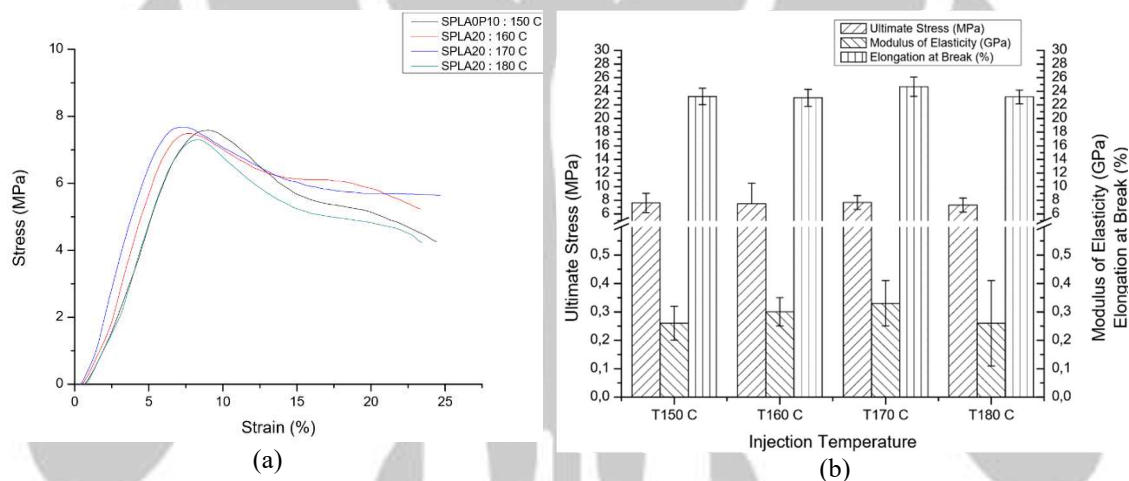


Gambar 4.14. Sifat mekanik miniplate hasil uji *bending* dengan material PLA 80% berat : Pati 20% berat : (a) Kurva tegangan-regangan, (b) Grafik sifat mekanik

Tabel 4.9. Sifat mekanik pengujian *bending* miniplate PLA/pati sagu dan PLA murni/PEG

Injection Temp (°C)	SPLA20P0 (100% PLA/pati : 0 % PEG)			SPLA0P10 (90% PLA murni : 10 % PEG)		
	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (GPa)	Elongation at Break (%)	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (GPa)	Elongation at Break (%)
150	9,354±1,40	0,49±0,15	12,05±1,99	7,59±1,42	0,26±0,06	23,25±1,20
160	8,779±2,13	0,53±0,14	18,78±1,98	7,49±3,02	0,3±0,05	23,04±1,24
170	9,431±1,93	0,48±0,21	10,72±1,74	7,68±1,02	0,33±0,08	24,69±1,41
180	8,92±1,57	0,51±0,12	7,70±3,30	7,3±1,03	0,26±0,15	23,17±1,01

Untuk mengetahui pengaruh perubahan temperatur injeksi terhadap penambahan compatibilizer PEG pada PLA maka dilakukan pengujian miniplat yang dibuat dari PLA dengan penambahan PEG 10% berat. Hasil pengujian *bending* seperti terlihat pada Gambar 4.15. dan data ditampilkan secara rinci pada Tabel 4.8. Seperti dilihat bahwa kenaikan temperatur injeksi tidak menghasilkan perubahan kekuatan bending, modulus elastisitas, serta perpanjangan putus yang signifikan. Penambahan compatibilizer PEG 10% berat pada PLA akan memberikan efek terjadinya penurunan sifat mekanik baik kekuatan *bending* maupun modulus elastisitas ketika dibandingkan dengan miniplat campuran PLA/pati, sedangkan perpanjangan putus meningkat mencapai 200%.



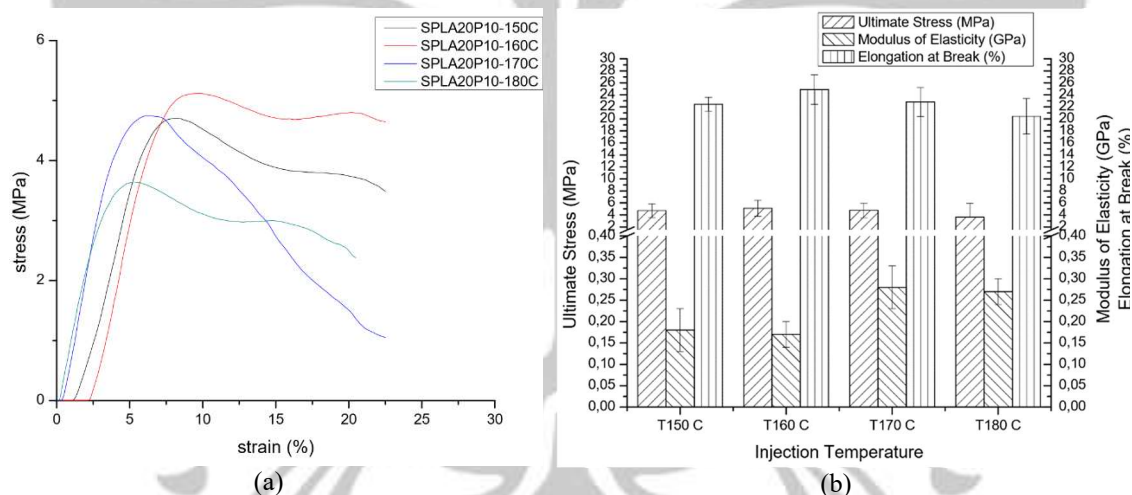
Gambar 4.15. Sifat mekanik miniplat hasil uji *bending* dengan material PLA 90% berat : PEG 10% berat : (a) Kurva tegangan-regangan, (b) Grafik sifat mekanik

Penambahan compatibilizer PEG pada campuran PLA/pati sugu berfungsi untuk memperbaiki sifat mekanik, khususnya kekuatan lentur yang akan meningkatkan kemampuan miniplat untuk menahan beban pada saat digunakan pada operasi perbaikan tulang. Pada Gambar 4.16 ditampilkan kurva dan grafik kekuatan mekanik miniplat hasil pengujian *bending*, dengan material yang berasal dari campuran PLA/pati dengan ditambahkan compatibilizer PEG 10% berat dari campuran PLA/pati. Berdasarkan Gambar 4.16 terlihat bahwa kenaikan temperatur injeksi akan mempengaruhi kekuatan *bending* dari miniplat. Kekuatan *bending* seperti ditampilkan pada Tabel 4.8. meningkat 0,42 MPa (8%) dengan penambahan temperatur dari 150°C ke 160°C, selanjutnya dengan penambahan temperatur 170 °C dan 180 °C akan menurunkan kekuatan *bending*. Perubahan temperatur injeksi juga akan memberikan kenaikan modulus elastisitas dari

miniplate, terbukti pada temperatur 170 °C nilai modulus elastisitas naik dari 0.17 GPa menjadi 0,28 GPa atau mengalami kenaikan 64,7%. Peningkatan temperatur injeksi tidak memberikan perubahan yang signifikan pada perpanjangan putus miniplate, terlihat perpanjangan putus tersebut berada pada rentang 20-24%.

Tabel 4.10. Sifat mekanik pengujian *bending* miniplate PLA/pati dengan penambahan PEG

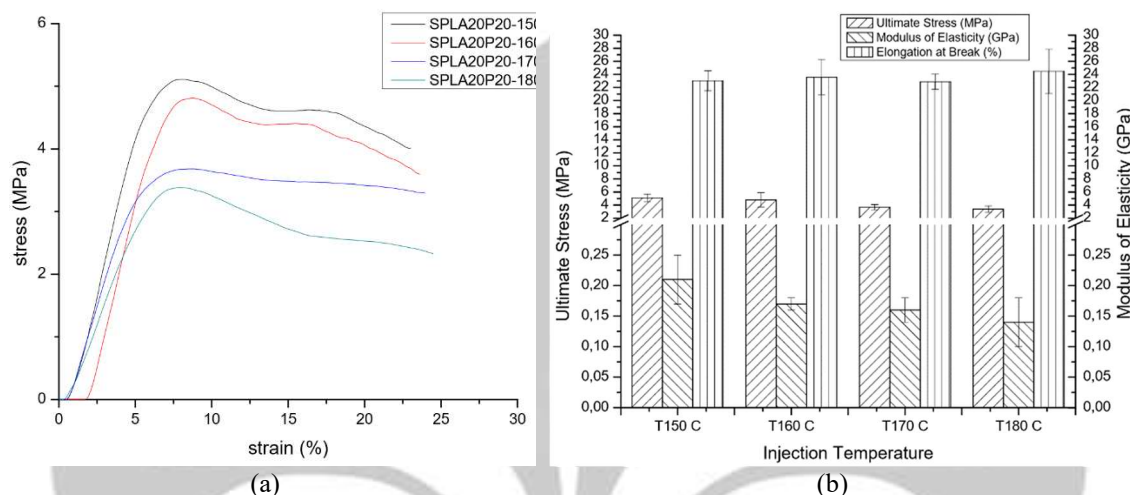
Injection Temp. (°C)	SPLA20P10 (90% PLA/pati : 10 % PEG)			SPLA20P20 (80% PLA/pati : 20 % PEG)		
	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (GPa)	Elongation at Break (%)	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (GPa)	Elongation at Break (%)
150	4,707±1,15	0,18±0,05	22,45±1,15	5,109±0,57	0,21±0,04	23,03±1,53
160	5,119±1,34	0,17±0,03	24,9±2,46	4,811±1,09	0,17±0,01	23,58±2,70
170	4,747±2,17	0,28±0,05	22,81±2,43	3,682±0,41	0,16±0,02	22,88±1,16
180	3,64±2,30	0,27±0,03	20,44±2,95	3,38±0,50	0,14±0,04	24,47±3,38



Gambar 4.16. Sifat mekanik miniplate hasil uji *bending* dengan material PLA/pati 90% berat : PEG 10% berat : (a) Kurva tegangan-regangan, (b) Grafik sifat mekanik

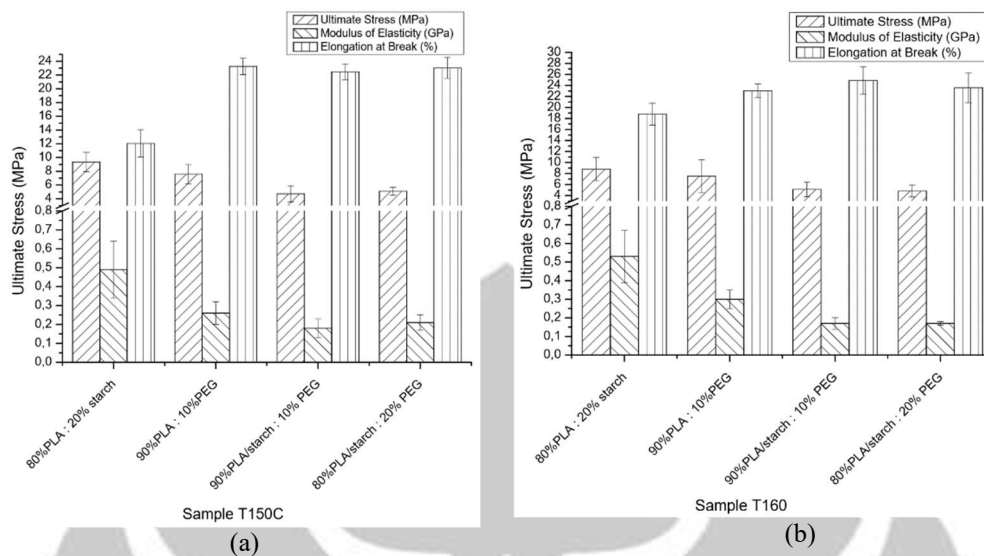
Pengaruh sifat mekanik dengan penambahan compatibilizer PEG 20% berat dari campuran PLA/pati sagu (SPLA20P0) dapat dilihat pada Gambar 4.17 dan Tabel 4.8. Berdasarkan hasil pengujian *bending* diperoleh informasi bahwa kekuatan *bending* memiliki tren menurun dengan adanya penambahan temperatur injeksi. Kekuatan *bending* miniplate pada temperatur 150°C sebesar 5,1 MPa akan menurun 5,8% dengan penambahan temperatur menjadi 160 °C dan akan terus menurun pada temperatur 170 °C dan 180 °C. Penurunan yang senada terjadi pada modulus elastisitas, dimana pada

temperatur 150 °C modulus elastisitas sebesar 0.21 GPa dan terus menurun hingga 0,14 GPa pada temperatur 180 °C. Berbeda halnya dengan nilai perpanjangan putus, dimana peningkatan temperatur injeksi tidak berdampak signifikan terhadap perpanjangan putus.



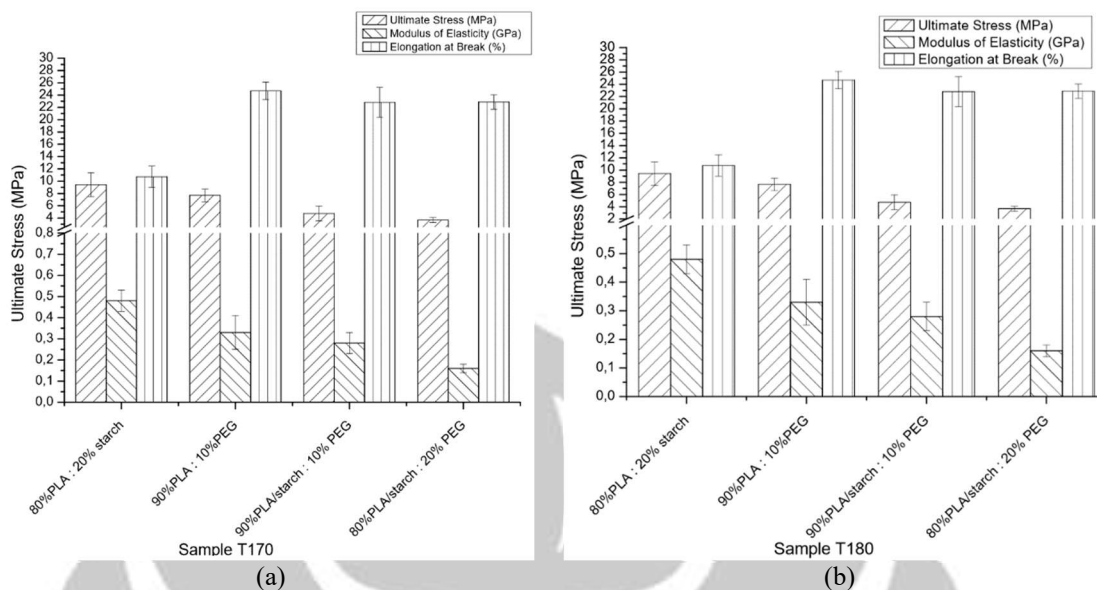
Gambar 4.17. Sifat mekanik miniplate hasil uji *bending* dengan material PLA/pati 80% berat : PEG 20% berat : (a) Kurva tegangan-regangan, (b) Grafik sifat mekanik

Penambahan PEG mampu mempengaruhi sifat mekanik dari campuran PLA/pati sagu sebagai akibat terjadinya efek plastisasi (Wang et.al., 2012). Penambahan 10-20% PEG pada campuran PLA/pati serta perubahan kenaikan temperatur injeksi akan memberikan perubahan sifat mekanik baik kekuatan tarik maupun kekuatan bending, modulus elastisitas, serta perpanjangan putus dari produk miniplate. Gambar 4.18 dan Gambar 4.19 adalah grafik perbandingan sifat mekanik miniplate hasil pengujian *bending* terhadap perubahan temperatur injeksi. Pada temperatur injeksi 150°C (Tabel 4.8) memperlihatkan bahwa kekuatan *bending* miniplate mengalami penurunan 49,7% dengan penambahan 10% PEG dari 9,35 MPa menjadi 4,7 MPa, sedangkan pada penambahan 20% PEG mengalami penurunan 45,35% yaitu pada kekuatan 5,12 MPa. Senada dengan hal tersebut, modulus elastisitas juga mengalami penurunan pada penambahan 10% PEG dari 0,49 GPa menurun drastis 63,27% menjadi 0.18 GPa, sedangkan penambahan 20% PEG memberikan penurunan 57,14%. Peningkatan perpanjangan putus mencapai 86,3% pada penambahan 10% PEG dari 12,05% menjadi 22,45%, sedangkan penambahan 20% PEG meningkatkan 91,12%.



Gambar 4.18. Grafik perbandingan sifat mekanik pada uji *bending* miniplate pada temperatur injeksi 150°C (a), dan temperatur injeksi 160°C.

Pada temperatur injeksi 160°C kekuatan *bending* pada miniplate dengan penambahan 10% PEG mengalami penurunan 41.69% dari nilai awal 8,78 MPa menjadi 5,12 MPa, sedangkan pada penambahan 20% PEG mengalami penurunan 45,22% menjadi 4,81 MPa. Penurunan yang sama terjadi pada modulus elastisitas miniplate, dimana pada penambahan 10% PEG dan 20% PEG mengalami penurunan yang sama mencapai 67,92% dari 0,53 GPa menjadi 0,17 GPa. Peningkatan perpanjangan putus sebesar 32,58% pada penambahan 10% PEG dari 18,78% menjadi 24,9%, sedangkan pada penambahan 20% PEG mengalami peningkatan perpanjangan putus sebesar 25.56%.



Gambar 4.19. Grafik perbandingan sifat mekanik pada uji *bending* miniplate pada temperatur injeksi 170°C (a), dan temperatur injeksi 180°C.

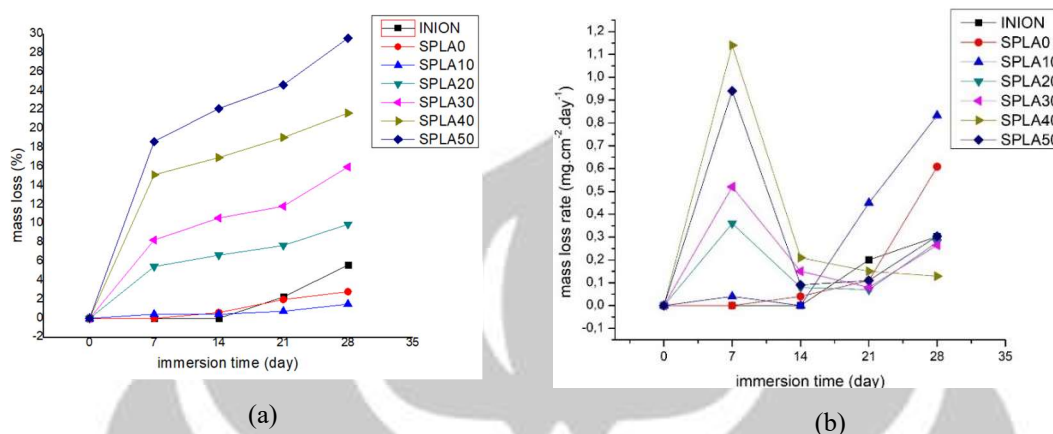
Pada temperatur injeksi 170°C penambahan 10% PEG memberikan penurunan kekuatan *bending* sebesar 49,63% dari kekuatan awal 9,43 MPa menjadi 4,75 MPa. Sedangkan pada penambahan 20% PEG akan menurunkan kekuatan mencapai 60,98%. Modulus elastisitas miniplate mengalami penurunan 41,67% dari 0,48 GPa menjadi 0,28 GPa, sedangkan pada penambahan 20% PEG mengalami penurunan sebesar 66,67%. Peningkatan perpanjangan putus mencapai 112,78% pada penambahan 10% PEG, dan 113% pada 20% PEG.

Untuk temperatur injeksi 180°C penurunan kekuatan *bending* mencapai 59 % untuk penambahan 10% PEG dan 62,11% pada penambahan 20% PEG. Penurunan modulus elastisitas menurun 47,1% pada penambahan 10% PEG dan 72,55% pada 20% PEG. Perpanjangan putus mengalami kenaikan signifikan sebesar 165,5% dengan penambahan 10% PEG dan 217,79% pada penambahan 20% PEG.

4.6. Analisis Biodegradasi Miniplate Campuran PLA/Pati/PEG

Pengujian biodegradasi miniplate dilakukan dalam kondisi terkontrol menggunakan larutan *phosphate buffer saline* (PBS) dengan pH $7,3 \pm 0,2$ yang disimpan dalam lemari inkubasi dengan temperatur 37 ± 1 °C selama 28 hari. Beberapa penelitian sebelumnya terkait dengan proses pengujian biodegradasi plat medis PLA telah dilakukan oleh (Haim Zada et al., 2020; X. Zhao et al., 2020).

Perubahan berat miniplate dari material campuran PLA/pati sagu sebagai efek dari degradasi di dalam larutan PBS dapat dilihat pada Gambar 4.20 dan Tabel 4.9.



Gambar 4.20. Laju degradasi miniplate campuran PLA/pati dengan pembandingan PLA murni dan produk komersial Inion®

Gambar 4.20 serta Tabel 4.9 dan 4.10 menunjukkan pola degradasi pada miniplate dengan campuran PLA/pati sagu dengan berbagai variasi campuran, serta perbandingannya terhadap produk komersial Inion®. Penambahan pati sagu pada matrik PLA adalah sebesar 10% dibandingkan penambahan sebelumnya, yaitu SPLA0 (0% pati), SPLA10 (10% pati), SPLA20 (20% pati), SPLA30 (30% pati), SPLA40 (40% pati), dan SPLA50 (50% pati). Berdasarkan pola degradasi tersebut terlihat bahwa laju degradasi dipengaruhi oleh persentase kandungan pati sagu pada matrik PLA. Profil laju degradasi pada penambahan 10% pati (SPLA10) meningkat 0,44% pada 7 hari pertama, stabil tanpa perubahan hingga 14 hari dan meningkat menjadi 5,43 % pada hari ke 21 atau 0,45 mg/cm²/hari peningkatan laju degradasi dari hari ke 14 ke 21. Profil laju degradasi penambahan 20% pati (SPLA20) secara signifikan telah terjadi degradasi pada 7 hari pertama sebesar 5,42% atau 0,36 mg/cm²/hari, dan selanjutnya penurunan berat terjadi tidak signifikan hanya 1,28% atau 0,08 mg/cm²/hari pada hari ke 14, penurunan 1,1% atau 0,07 mg/cm²/hari pada hari ke 21, sedangkan pada hari ke 28 terdegradasi 1,1% atau 0,15 mg/cm²/hari. Pada penambahan pati 30% (SPLA30) menunjukkan pola degradasi yang lebih tinggi dibandingkan pada SPLA20, dimana pada 7 hari pertama terjadi degradasi 8,27%(0,52 mg/cm²/hari) atau naik 2,85% dibandingkan SPLA20. Pada hari ke 14 degradasi terjadi 2,51% (0,15 mg/cm²/hari) dan pada hari ke 21 degradasi menurun

menjadi 1,39% (0,08 mg/cm²/hari), sedangkan pada hari ke 28 terjadi degradasi 4,15% atau 0,26 mg/cm²/hari. Selama 28 hari pada SPLA30 total degradasi pada miniplate sebesar 15,98% atau berkurang 25,33 mg dari bobot awal. Peningkatan laju degradasi terjadi pada penambahan 40% pati (SPLA40) dimana pada 7 hari pertama terjadi degradasi 15,15% (0,94 mg/cm²/hari), kemudian menurun 2,28% (0,09 mg/cm²/hari) pada hari ke 14, dan 2,28% pada hari ke 21 (0,11 mg/cm²/hari), dan pada hari ke 28 sebesar 2,57% (0,13 mg/cm²/hari). Total degradasi hingga hari ke 28 pada SPLA40 adalah 21,66% atau berkurang 41 mg dari bobot awal. Laju degradasi tertinggi terjadi pada penambahan 50% pati (SPLA50) dimana pada 7 hari pertama terjadi degradasi 18,66% (1,14 mg/cm²/hari). Laju degradasi menurun pada hari ke 14 dan 21, dimana terjadi degradasi 4,27% (0,21 mg/cm²/hari) pada hari ke 14 dan 3,2% (0,15 mg/cm²/hari) pada hari ke 21, sedangkan pada hari ke 28 sebesar 4,94% (0,2 mg/cm²/hari). Total degradasi hingga hari ke 28 adalah 29,57% atau berkurang 39,67 mg dari bobot awal sampel.

Melihat tren laju degradasi pada miniplate diperoleh informasi bahwa peningkatan laju degradasi terjadi dengan bertambahnya konsentrasi kandungan pati dalam matriks PLA. Tren peningkatan laju degradasi dengan kenaikan konsentrasi pati sebanyak 10% berturut-turut untuk SPLA10, SPLA20, SPLA30, SPLA40 dan SPLA50 pada 7 hari setelah pengujian adalah 0,44%, 5,02%, 2,81%, 6,88%, dan 5,17%, dengan demikian setiap kenaikan kandungan 10% pada PLA akan menaikkan laju degradasi 2,81-6,88%. Pada hari ke 14 SPLA10 terhadap SPLA0 tidak terjadi peningkatan dikarenakan SPLA0 mulai terdegradasi secara eksponensial pada hari 14, sedangkan untuk SPLA20 dan seterusnya terjadi peningkatan 6,23%, 3,91%, 6,39%, dan 5,17%, terhadap konsentrasi sebelumnya. Pada 21 hari setelah pengujian terjadi peningkatan degradasi berturut-turut SPLA10-SPLA50 adalah 3,43%, 2,27%, 4,14%, 7,26%, dan 5,54%. Pada hari ke 28 terjadi peningkatan degradasi 5,68 – 8,43% setiap kenaikan 10% konsentrasi pati sagu pada matriks PLA. Laju degradasi miniplate dari PLA murni (SPLA0) mulai terlihat setelah 14 hari perlakuan, dibandingkan dengan produk Inion[®] mulai terlihat pada 21 hari perlakuan. Peningkatan penambahan pati pada PLA akan meningkatkan laju degradasi dari miniplate, dimana hal tersebut terkait dengan struktur ikatan pati dan PLA yang buruk (S. Z. Rogovina & Aleksanyan, 2019).

Tabel 4.11. Penurunan berat miniplate PLA/pati sagu

Immer sion time	INION		SPLA0		SPLA10		SPLA20		SPLA30		SPLA40		SPLA50	
	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%
0	0	0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
7	0	0	0,00	0,00	1,00	0,44	9,00	5,46	13,00	8,27	31,33	15,15	25,00	18,66
14	0	0	1,00	0,61	1,00	0,44	11,00	6,67	16,67	10,58	34,00	16,97	29,67	22,14
21	0,67	2,27	3,67	1,99	12,33	5,43	12,67	7,69	18,67	11,83	37,33	19,09	33,00	24,63
28	1,67	5,61	5,00	2,81	3,33	1,50	16,33	9,93	25,33	15,98	41,00	21,66	39,67	29,57

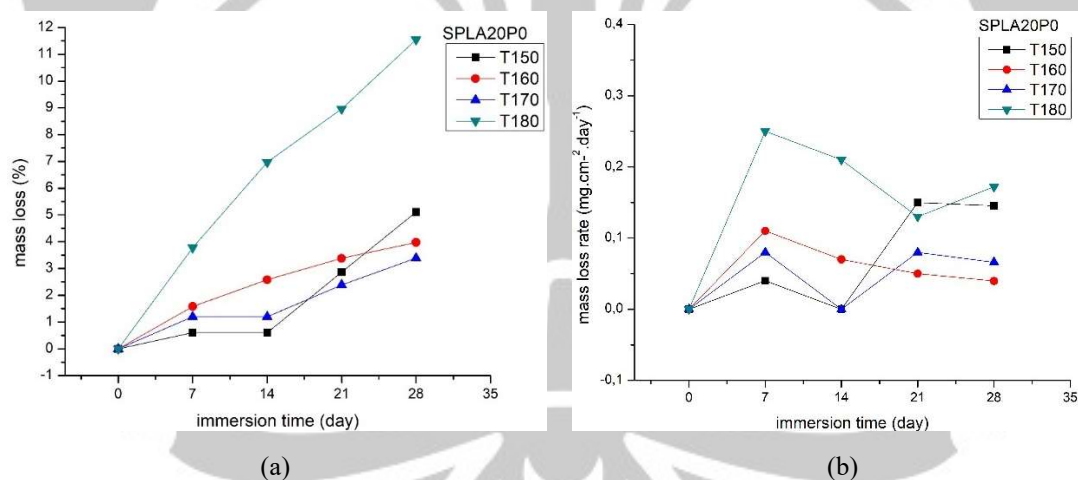
Tabel 4.12. Penurunan berat miniplate PLA/pati sagu terhadap luas permukaan sampel per hari

Immer sion time	INION		SPLA0		SPLA10		SPLA20		SPLA30		SPLA40		SPLA50	
	mg. cm ⁻²	mg. cm ⁻² .day ⁻¹	mg. cm ⁻²	mg. cm ⁻² .day ⁻¹	mg. cm ⁻²	mg. cm ⁻² .day ⁻¹	mg. cm ⁻²	mg. cm ⁻² .day ⁻¹	mg. cm ⁻²	mg. cm ⁻² .day ⁻¹	mg. cm ⁻²	mg. cm ⁻² .day ⁻¹	mg. cm ⁻²	mg. cm ⁻² .day ⁻¹
0	0	0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
7	0	0	0,00	0,00	0,28	0,04	2,50	0,36	3,61	0,52	6,56	0,94	7,97	1,14
14	0	0	0,28	0,04	0,00	0,00	0,56	0,08	1,02	0,15	0,65	0,09	1,49	0,21
21	0,85	0,20	0,74	0,11	3,15	0,45	0,46	0,07	0,56	0,08	0,78	0,11	1,06	0,15
28	1,21	0,30	0,37	0,05	0,46	0,07	1,02	0,15	1,85	0,26	0,90	0,13	2,13	0,30

Gambar 4.21, 4.22, 4.23, dan 4.24 menjelaskan pola biodegradasi yang terjadi akibat perubahan temperatur injeksi pada saat pencetakan miniplate material PLA/pati sagu/PEG dengan metode *injection molding*. Temperatur injeksi pada saat pencetakan terdiri dari empat variasi, dimulai dari 150 °C, 160 °C, 170 °C, dan 180 °C. Peningkatan temperatur injeksi berpengaruh pada sifat degradasi miniplate yang berasal dari campuran PLA/pati, PLA/PEG, PLA/pati/PEG 10%, dan pada PLA/pati/PEG 20% berat campuran PLA/pati. Gambar 4.21 dan 4.23 menunjukkan bahwa temperatur injeksi berpengaruh pada perubahan laju degradasi, sedangkan pada grafik 4.22 menunjukkan penambahan temperatur injeksi tidak signifikan berpengaruh pada perubahan laju degradasi. Pada Gambar 4.21.a dan 4.21.b memperlihatkan perubahan temperatur injeksi berpengaruh pada laju degradasi dari miniplate yang berasal dari campuran PLA/pati, dimana temperatur 180 °C memiliki laju degradasi tertinggi dan temperatur 150 °C memiliki laju degradasi terendah. Laju degradasi yang terjadi pada 7 hari setelah perlakuan memperlihatkan pada temperatur 150 °C, 160 °C, 170 °C, dan 180 °C berturut turut terjadi penurunan berat 0,61% (0,04 mg/cm²/hari), 1,58% (0,11 mg/cm²/hari), 1,2% (0,08 mg/cm²/hari), dan 3,78% (0,25 mg/cm²/hari). Laju degradasi pada temperatur 160 °C lebih tinggi dibandingkan pada 170 °C kemungkinan terjadi karena material terlalu lama

berada di barrel mesin, sehingga terjadi perubahan struktur pati sagu pada matrik PLA yang menyebabkan laju degradasi meningkat. Pada hari ke 14 setelah perlakuan menunjukkan laju degradasi terjadi lebih lambat, dimana pada temperatur 150 °C dan 170 °C tidak terjadi terdegradasi, sedangkan pada 160 °C terjadi degradasi 1,01% (0,07 mg/cm²/hari), dan pada 180 °C terjadi degradasi tertinggi 3,35% (0,21 mg/cm²/hari). Pada hari ke 21 degradasi pada temperatur 150 °C meningkat menjadi 2,26% (0,15 mg/cm²/hari), pada 160 °C terjadi degradasi 0,82% (0,05 mg/cm²/hari), pada 170 °C sebesar 1,21% (0,08 mg/cm²/hari) dan pada 180°C sebesar 2,17% (0,13 mg/cm²/hari).

Berdasarkan grafik tersebut dapat disimpulkan bahwa pada miniplate PLA/pati sagu, laju degradasi meningkat sejalan dengan peningkatan temperatur injeksi. Laju degradasi meningkat signifikan pada temperatur injeksi 180 °C, dimana terjadi peningkatan 2,59% pada 7 hari pertama, 5,77% pada 14 hari, dan 6,57% pada 21 hari dibandingkan dengan laju degradasi 10 °C dibawahnya (170 °C), sedangkan peningkatan laju degradasi pada temperatur 150°C hingga 170 °C terlihat kurang berdampak signifikan.

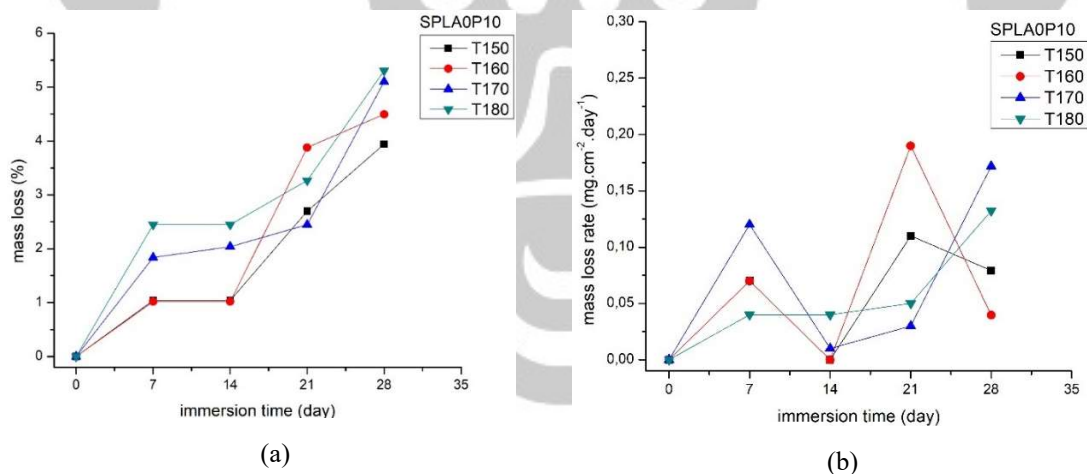


Gambar 4.21. Laju degradasi miniplate campuran PLA/pati 20% (a) dan laju degradasi per hari (b)

Gambar 4.22.a dan 4.22.b memperlihatkan laju degradasi yang terjadi pada miniplate dengan penambahan compatibilizer PEG 10% pada matrik PLA. Seperti karakteristik pada SPLA20, maka perubahan temperatur injeksi berpengaruh laju degradasi dari miniplate terlihat pada grafik 4.16.a. Laju degradasi temperatur 180 °C lebih tinggi dibandingkan pada temperatur di bawahnya, sedangkan pada temperature 150 °C seragam pada 14 hari perlakuan. Laju degradasi pada temperatur 160 °C meningkat

tajam setelah 14 hari perlakuan. Laju degradasi yang terjadi pada 7 hari setelah perlakuan memperlihatkan pada temperatur 150 °C, 160 °C, 170 °C, dan 180 °C berturut turut terjadi penurunan berat 1,04% (0,07 mg/cm²/hari), 1,02% (0,07 mg/cm²/hari), 1,84% (0,12 mg/cm²/hari), dan 2,54% (0,12 mg/cm²/hari). Pada hari ke 14 setelah perlakuan menunjukkan laju degradasi terjadi lebih lambat, dimana pada temperatur 150 °C dan 160 °C tidak terjadi terdegradasi, sedangkan pada 170 °C terjadi degradasi 0,21% (0,01 mg/cm²/hari), dan pada 180 °C terjadi degradasi tertinggi 0,62% (0,04 mg/cm²/hari). Pada hari ke 21 degradasi pada temperatur 150 °C meningkat menjadi 2,67% (0,11 mg/cm²/hari), pada 160 °C terjadi degradasi 0,82% (0,19 mg/cm²/hari), pada 170 °C sebesar 0,42% (0,03 mg/cm²/hari) dan pada 180°C sebesar 0,83% (0,05 mg/cm²/hari).

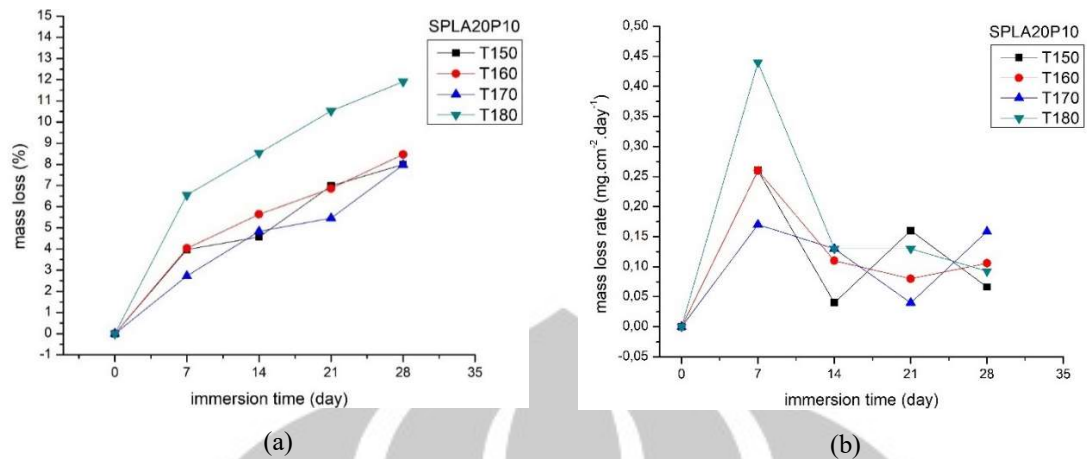
Berdasarkan grafik tersebut dapat disimpulkan bahwa temperature injeksi mempengaruhi laju degradasi miniplat dengan adanya penambahan PEG pada matriks PLA. Laju degradasi meningkat sejalan dengan peningkatan temperatur injeksi. Laju degradasi meningkat signifikan pada temperatur injeksi 180 °C, dimana terjadi peningkatan 0,61% pada 7 hari pertama, 0,41% pada 14 hari, dan 0,82% pada 21 hari dibandingkan dengan laju degradasi 10 °C dibawahnya (170 °C). Laju degradasi miniplat dengan material PLA/PEG 10% (SPLA0P10) lebih lambat dibandingkan dengan laju degradasi material PLA/pati (SPLA20P0), dengan demikian kehadiran pati memberikan dampak pada laju degradasi miniplat.



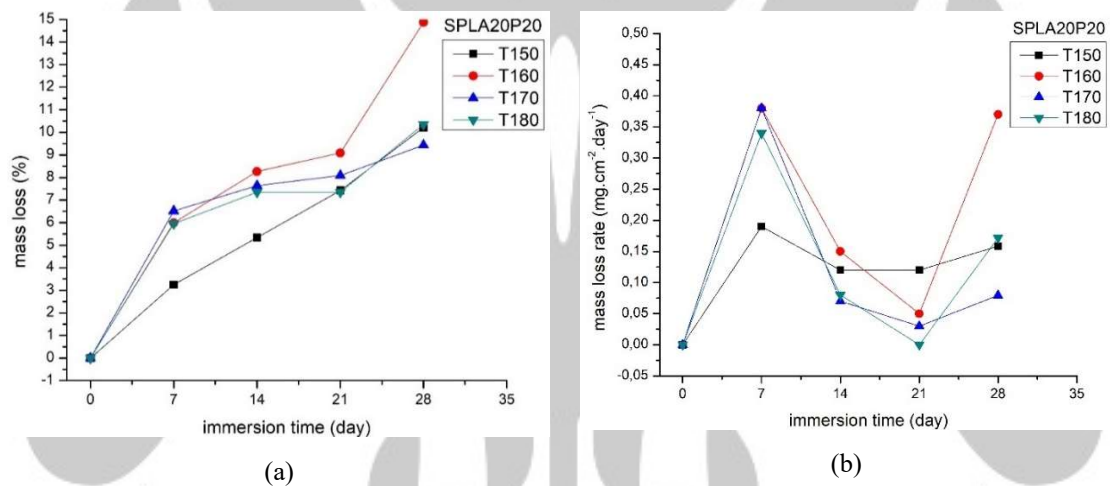
Gambar 4.22. Laju degradasi miniplat campuran PLA/PEG 10% (a) dan laju degradasi per hari (b)

Laju degradasi miniplat dengan material campuran PLA/pati sagu dengan penambahan compatibilizer PEG ditampilkan pada Gambar 4.23 dan 4.24. Penambahan compatibilizer pada campuran PLA/pati dilakukan sebesar 10 % dan 20%, untuk kemudian dilakukan analisis pengaruh peningkatan penambahan PEG terhadap miniplat. Gambar 4.23.a dan 4.23.b memperlihatkan laju degradasi yang terjadi pada miniplat dengan penambahan compatibilizer PEG 10% pada campuran PLA/pati sagu. Seperti halnya pada SPLA20P0 dan SPLA0P10, dimana perubahan temperatur injeksi berpengaruh pada laju degradasi dari miniplat seperti terlihat pada grafik 4.23.a. Laju degradasi temperatur 180 °C lebih tinggi dibandingkan pada temperatur di bawahnya, sedangkan pada temperatur 150 °C dan 160 °C seragam pada 7 hari perlakuan. Laju degradasi yang terjadi pada 7 hari setelah perlakuan memperlihatkan pada temperatur 150 °C, 160 °C, 170 °C, dan 180 °C berturut turut terjadi penurunan berat 3,97% (0,26 mg/cm²/hari), 4,03% (0,26 mg/cm²/hari), 2,73% (0,17 mg/cm²/hari), dan 6,55% (0,44 mg/cm²/hari). Pada hari ke 14 setelah perlakuan menunjukkan laju degradasi terjadi lebih lambat, dimana pada temperatur 150 °C terjadi terdegradasi 0,63% (0,04 mg/cm²/hari), pada 160 °C terjadi terdegradasi 1,67% (0,11 mg/cm²/hari), sedangkan pada 170 °C terjadi degradasi 2,16% (0,13 mg/cm²/hari), dan pada 180 °C terjadi degradasi 2,12% (0,13 mg/cm²/hari). Pada hari ke 21 degradasi pada temperatur 150 °C meningkat menjadi 2,52% (0,16 mg/cm²/hari), pada 160 °C terjadi degradasi 1,28% (0,08 mg/cm²/hari), pada 170 °C sebesar 0,66% (0,04 mg/cm²/hari) dan pada 180°C sebesar 2,18% (0,13 mg/cm²/hari).

Berdasarkan grafik tersebut dapat disimpulkan bahwa temperatur injeksi mempengaruhi laju degradasi miniplat dengan adanya penambahan PEG 10% pada matrik PLA/pati sagu. Laju degradasi meningkat sejalan dengan peningkatan temperatur injeksi. Laju degradasi meningkat signifikan pada temperatur injeksi 180 °C, dimana terjadi peningkatan 3,82% pada 7 hari pertama, 3,71% pada 14 hari, dan 5,06% pada 28 hari dibandingkan dengan laju degradasi 10 °C dibawahnya (170 °C). Laju degradasi miniplat dengan material PLA/pati/PEG 10% (SPLA20P10) lebih cepat dibandingkan dengan laju degradasi material PLA/PEG10% (SPLA0P10) tetapi apabila dibandingkan dengan laju degradasi material PLA/pati sagu (SPLA20P0) terlihat tidak signifikan.



Gambar 4.23. Laju degradasi miniplate campuran PLA/pati/PEG 10% (a) dan laju degradasi per hari (b).

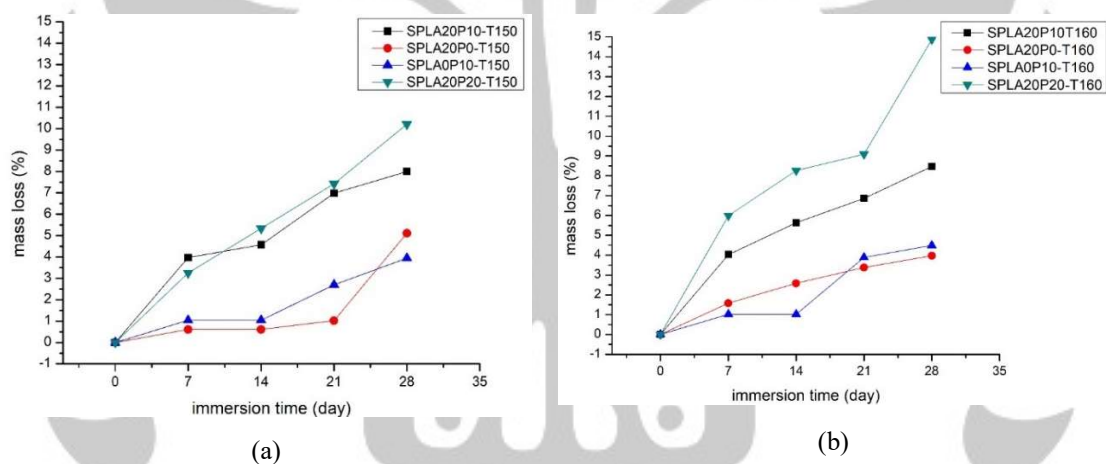


Gambar 4.24. Laju degradasi miniplate campuran PLA/pati/PEG 20% (a) dan laju degradasi per hari (b).

Pengaruh penambahan compatibilizer PEG 20% pada campuran PLA/pati sagu ditampilkan pada Gambar 4.24. Perubahan temperatur injeksi seperti terlihat pada Gambar 4.24.a tampak tidak signifikan mempengaruhi laju degradasi, meskipun pada temperatur 150 °C memiliki laju degradasi terendah dibandingkan yang lain. Laju degradasi yang terjadi pada 7 hari setelah perlakuan memperlihatkan pada temperatur 150 °C, 160 °C, 170 °C, dan 180 °C berturut turut terjadi penurunan berat 3,25% (0,19 mg/cm²/hari), 5,99% (0,38 mg/cm²/hari), 5,25% (0,38 mg/cm²/hari), dan 5,96% (0,34 mg/cm²/hari). Pada hari ke 14 setelah perlakuan menunjukkan laju degradasi terjadi lebih lambat, dimana pada temperatur 150 °C terjadi terdegradasi 2,15% (0,12 mg/cm²/hari), pada 160 °C terjadi terdegradasi 2,39% (0,15 mg/cm²/hari), sedangkan pada 170 °C terjadi degradasi 1,2% (0,07 mg/cm²/hari), dan pada 180 °C terjadi degradasi 1,47% (0,08

mg/cm²/hari). Pada hari ke 21 degradasi pada temperatur 150 °C terjadi degradasi 2,2% (0,12 mg/cm²/hari), pada 160 °C terjadi degradasi 0,9% (0,05 mg/cm²/hari), pada 170 °C sebesar 0,49% (0,03 mg/cm²/hari), sedangkan pada 180°C tidak terjadi degradasi.

Berdasarkan grafik tersebut dapat disimpulkan bahwa temperatur injeksi mempengaruhi laju degradasi miniplat dengan adanya penambahan PEG 20% pada matrik PLA/pati sagu. Laju degradasi pada temperatur 160 °C, 170 °C, dan 180 °C meningkat seragam pada 7 hari setelah perlakuan, sedangkan temperatur 150 °C berada lebih lambat. Laju degradasi pada 150 °C memiliki nilai selisih yang 1,1% pada pengukuran 7, 14, maupun 21 hari. Pada temperatur injeksi 180 °C, tidak terjadi penurunan berat sampel antara 7-14 hari.



Gambar 4.25. Laju degradasi miniplat campuran PLA/pati/PEG pada temperatur 150 °C (a) dan campuran PLA/pati/PEG pada temperatur 160°C (b).

Untuk mengetahui perbedaan laju degradasi miniplat dengan penambahan compatibilizer PEG menurut masing-masing temperatur injeksi dapat dilihat pada Gambar 4.25 dan Gambar 4.26. Tabel 4.14 memberikan informasi bahwa pada temperatur injeksi 150 °C (Gambar 4.26.a) terlihat bahwa penambahan PEG 20% pada campuran PLA/pati (SPLA20P20) memiliki laju degradasi paling tinggi (10,22%) dibandingkan pada penambahan PEG 10% (7,99%) dengan perbedaan 2,22 % (pada hari ke 28 perlakuan). Penambahan PEG 10% pada PLA (SPLA0P10) mampu meningkatkan laju degradasi 1,13% terhadap laju degradasi PLA murni (SPLA0). Penambahan 20% pati pada matrik PLA (SPLA20P0) akan meningkatkan 2,29% laju degradasi. Penambahan

PEG 10% pada campuran PLA/pati (SPLA20P10) akan meningkatkan laju degradasi 2,88% dibandingkan tanpa penambahan compatibilizer, sedangkan penambahan PEG 20% meningkatkan laju degradasi 5,11%.

Tabel 4.13. Penurunan berat miniplat pada temperatur injeksi 150°C

Immersion Time (day)	mass loss at T 150										
	SPLA0		SPLA0P10		SPLA20P0		SPLA20P10		SPLA20P20		
	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	
0	0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
7	0	0,00	1,67	1,04	1,00	0,61	6,67	3,97	4,67	3,25	
14	1	0,61	1,67	1,04	1,00	0,61	7,67	4,57	7,67	5,34	
21	3,67	1,99	4,33	2,70	4,67	2,86	11,67	6,98	10,67	7,42	
28	5,00	2,81	6,33	3,94	8,33	5,11	13,33	7,99	14,67	10,22	

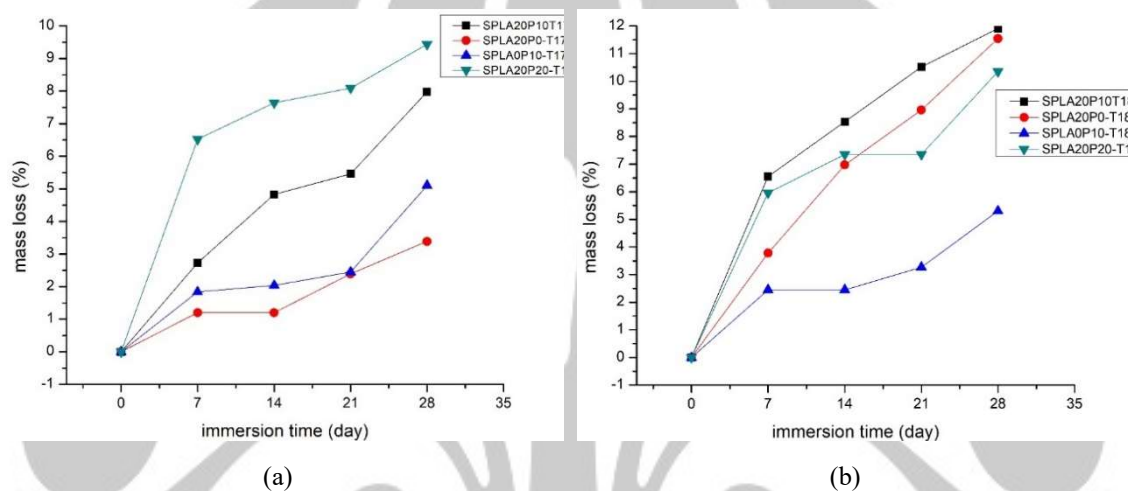
Tabel 4.14. Penurunan berat miniplat pada temperatur injeksi 160°C

immersion time (day)	mass loss at T 160										
	SPLA0		SPLA0P10		SPLA20P0		SPLA20P10		SPLA20P20		
	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	
0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
7	0,00	0,00	2,67	1,58	2,67	1,58	6,67	4,03	9,67	5,99	
14	1,00	0,61	4,33	2,58	4,33	2,58	9,33	5,64	13,33	8,26	
21	3,67	1,99	5,67	3,38	5,67	3,38	11,33	6,86	14,67	9,09	
28	5,00	2,81	7,33	4,50	6,67	3,97	14,00	8,47	24,00	14,87	

Pada Gambar 4.26.b dan Tabel 4.14 memperlihatkan pengaruh temperatur injeksi 160°C pada miniplat. Setelah 28 hari perlakuan terjadi peningkatan laju degradasi 1,68% dengan penambahan compatibilizer PEG 10% pada matrik PLA (SPLA0P10), sedangkan penambahan pati 20% pada PLA (SPLA20P0) akan menaikkan laju degradasi 1,16% dibandingkan dengan laju degradasi miniplat dari bahan PLA murni. Penambahan PEG 10% pada campuran PLA/pati sagu akan meningkatkan 4,49% laju degradasi, sedangkan penambahan PEG 20% meningkatkan 10,9%. Dengan demikian terjadi peningkatan laju degradasi 6,41% ketika terjadi peningkatan konsentrasi PEG 10%.

Gambar 4.26.a dan Tabel 4.15 memberikan informasi pengaruh temperatur injeksi 170 °C pada miniplat. Dari data tersebut terlihat bahwa penambahan PEG 20% pada campuran PLA/pati (SPLA20P20) akan meningkatkan laju degradasi lebih tinggi (9,44%) dibandingkan pada penambahan PEG 10% (7,97%) dengan perbedaan 1,46 % (pada hari

ke 28 perlakuan). Penambahan PEG 10% pada PLA (SPLA0P10) mampu meningkatkan laju degradasi 2,29% terhadap laju degradasi PLA murni (SPLA0). Penambahan 20% pati pada matrik PLA (SPLA20P0) akan meningkatkan 0,57% laju degradasi. Penambahan PEG 10% pada campuran PLA/pati (SPLA20P10) akan meningkatkan laju degradasi 4,59%, sedangkan penambahan PEG 20% meningkatkan laju degradasi 6,05%. Peningkatan konsentrasi PEG pada campuran PLA/pati sagu terhadap temperatur injeksi 170 °C akan meningkatkan laju degradasi 1,46 %.



Gambar 4.26. Laju degradasi miniplate campuran PLA/pati/PEG pada temperatur 170 °C (a) dan campuran PLA/pati/PEG pada temperature 180°C (b).

Tabel 4.15. Penurunan berat miniplate pada temperatur injeksi 170°C

immersion time (day)	mass loss at T 170									
	SPLA0		SPLA0P10		SPLA20P0		SPLA20P10		SPLA20P20	
	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%
0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
7	0,00	0,00	3,00	1,84	2,00	1,20	4,33	2,73	9,67	6,52
14	1,00	0,61	3,33	2,04	2,00	1,20	7,67	4,83	11,33	7,64
21	3,67	1,99	4,00	2,45	4,00	2,39	8,67	5,46	12,00	8,09
28	5,00	2,81	8,33	5,10	5,67	3,39	12,67	7,97	14,00	9,44

Pada Gambar 4.26.b dan Tabel 4.16 memperlihatkan pengaruh temperatur injeksi 180 °C pada miniplate. Setelah 28 hari perlakuan terjadi peningkatan laju degradasi 2,49% dengan penambahan compatibilizer PEG 10% pada matrik PLA (SPLA0P10), sedangkan penambahan pati 20% pada PLA (SPLA20P0) memberikan peningkatan 8,73% laju degradasi. Penambahan PEG 10% pada campuran PLA/pati sagu akan meningkatkan

0,36% laju degradasi, sedangkan penambahan PEG 20% pada temperatur injeksi 180 °C terjadi penurunan laju degradasi 1,19% dibandingkan laju degradasi SPLA20P0. Penurunan degradasi terjadi disebabkan penambahan PEG 20% pada temperatur injeksi 180 °C memberikan efek ikatan antar muka PLA dan pati yang baik.

Tabel 4.16. Penurunan berat miniplate pada temperatur injeksi 180°C

immersion time (day)	mass loss at T 180										
	SPLA0		SPLA0P10		SPLA20P0		SPLA20P10		SPLA20P20		
	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	(mg)	%	
0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
7	0,00	0,00	4,00	2,45	6,33	3,78	11,00	6,55	8,67	5,96	
14	1,00	0,61	4,00	2,45	11,67	6,97	14,33	8,54	10,67	7,35	
21	3,67	1,99	5,33	3,27	15,00	8,96	17,67	10,52	10,67	7,35	
28	5,00	2,81	8,67	5,31	19,33	11,55	20,00	11,91	15,00	10,35	

4.7. Percepatan Laju Degradasi Miniplate

Biopolimer pati memiliki karakteristik degradasi yang baik sehingga digunakan sebagai material pengisi pada komposit dengan harapan dapat memicu terjadinya percepatan degradasi dari polimer. Penambahan pati sagu sebagai *filler* pada matrik PLA bertujuan untuk meningkatkan laju degradabilitas dari miniplate. Tabel 4.17 menunjukkan data percepatan laju degradasi dari miniplate terhadap miniplate Inion[®] maupun miniplate dengan material murni PLA filamen.

Tabel 4.17. Percepatan laju degradasi miniplate dengan variasi penambahan pati sagu

Perbandingan	Inion [®]	Pure PLA	Starch content on PLA matrix (%)				
			10	20	30	40	50
Laju degradasi 28 hari (%)	5,61	2,81	1,5	9,93	15,98	21,66	29,57
Percepatan laju degradasi terhadap Inion [®] (%)	-	-	-	4,32	10,37	16,05	23,96
Percepatan laju degradasi terhadap pure PLA (%)	-	-	-	7,12	13,17	18,85	26,76

Berdasarkan tabel di atas menunjukkan percepatan laju degradasi setelah 28 hari pengujian degradasi. Pada penambahan 10% pati memperlihatkan tidak terjadi percepatan

laju degradasi dibandingkan produk miniplat Inion maupun PLA murni. Hal ini kemungkinan terjadinya peningkatan kristalinitas dan peningkatan ikatan antarmuka sebagai akibat dari proses gelatinisasi pati pada konsentrasi yang kecil sehingga mampu tercampur merata pada matrik PLA. Peningkatan kristalinitas dan ikatan antarmuka yang baik antara PLA dan pati akan memperlambat laju degradabilitas dari miniplat. Peningkatan konsentrasi pati pada PLA memberikan pengaruh pada peningkatan laju degradabilitas dari miniplat, dikarenakan semakin meningkatnya ketidakcampuran granula dan proses gelatinisasi pati untuk tercampur merata pada matrik PLA.

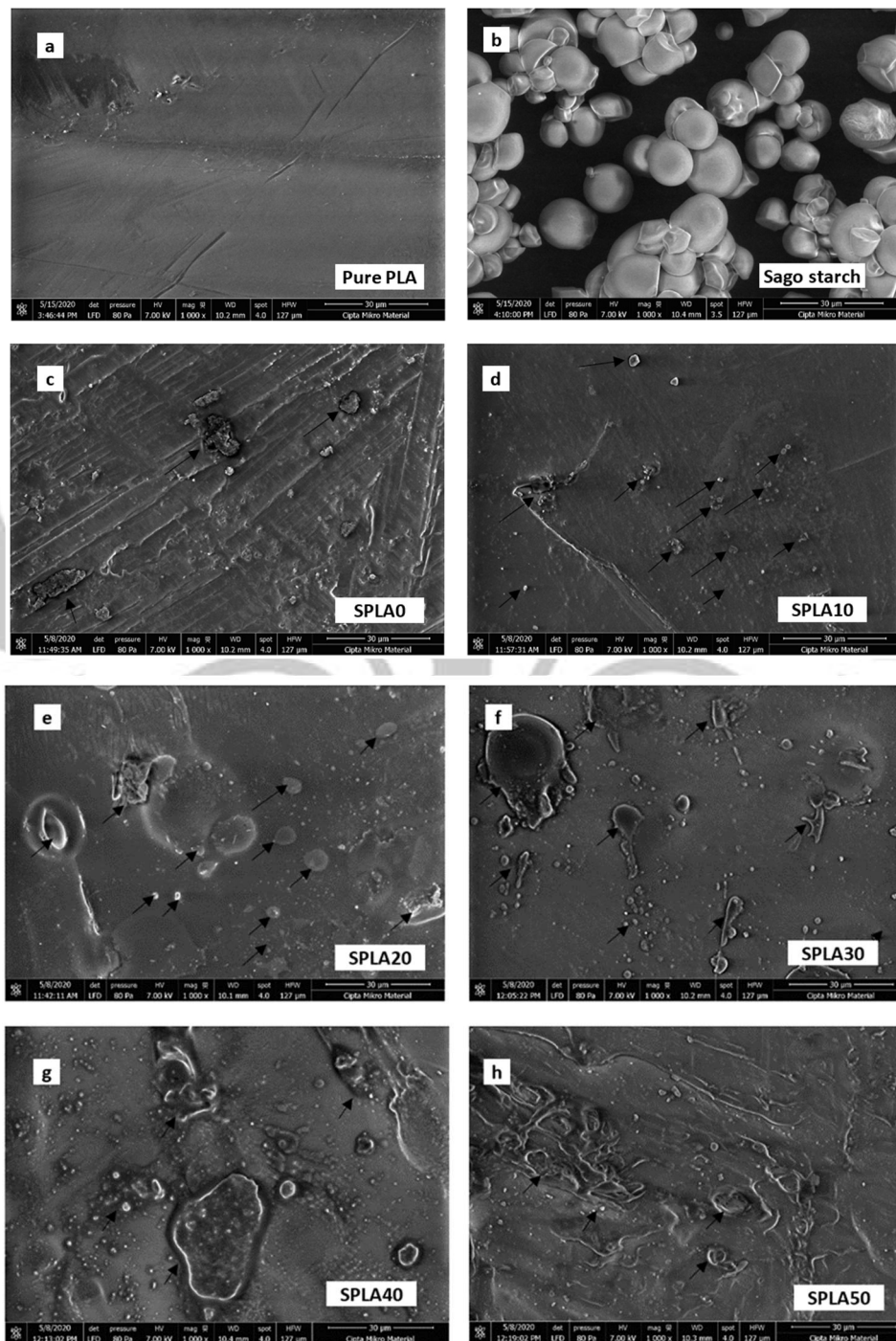
Berdasarkan Tabel 4.17 terlihat peningkatan laju degradasi terjadi mulai pada penambahan 20% pati. Peningkatan laju degradasi terjadi linier dengan meningkatnya persentase kandungan pati dalam matrik PLA. Dibandingkan dengan laju degradasi miniplat Inion, maka penambahan 20%, 30%, 40%, dan 50% pati akan meningkatkan percepatan laju degradasi berturut-turut 4,32%, 10,37%, 16,05%, dan 23,96%. Sedangkan apabila dengan perbandingan miniplat PLA murni berturut-turut terjadi peningkatan percepatan laju degradasi 7,12%, 13,17%, 18,85%, dan 26,76%. Percepatan laju degradasi terhadap miniplat Inion dan PLA murni terdapat perbedaan menunjukkan adanya perbedaan kristalinitas dari material awal tersebut, dimana miniplat Inion memiliki tingkat kristalinitas lebih tinggi dibandingkan dengan material PLA murni yang berasal dari filamen.

4.8. Analisis Mikro Miniplat Menggunakan *Scanning Electron Microscopy* (SEM)

Hasil SEM dari produk miniplat campuran PLA/pati sagu dan PLA/pati sagu/PEG seperti terlihat pada Gambar 4.27 dan Gambar 4.28. Foto mikrograf SEM menyajikan karakteristik morfologi permukaan sampel miniplat hasil *injection molding*.

Pada produk miniplat dari PLA murni (Gambar 4.27.c) menyajikan permukaan alur searah yang menandakan karakteristik polimer semikristalin yang getas bila dibandingkan dengan material PLA murni sebelum diproses *injection molding* (Gambar 4.27.a) yang memiliki permukaan halus. Morfologi partikel pati sagu sebelum dicampur dengan PLA memiliki struktur bulat yang khas seperti tampak pada Gambar 4.27.b. Di sisi lain, morfologi permukaan miniplat campuran PLA/pati dengan penambahan pati sagu 10 % berat (Gambar 4.27.d) menunjukkan adanya butiran pati yang tidak terdispersi

ke dalam matriks PLA dengan jumlah yang lebih sedikit dibandingkan dengan penambahan pati 20 % berat atau lebih.

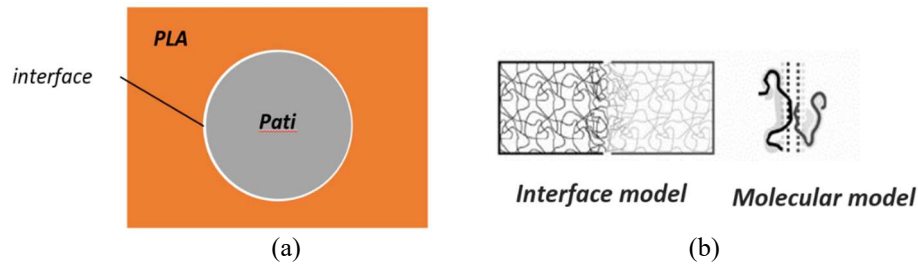


Gambar 4.27. Mikrograf SEM pada miniplate campuran PLA/pati sago dengan variasi penambahan pati sago pada matriks PLA : a. Material PLA murni; b. Pati sago; c. miniplate PLA murni; d. miniplate 10% pati; e. 20% pati; f. 30% pati; g. 40% pati, h. 50% pati

Kenaikan persentase penambahan pati pada matrik PLA seperti ditunjukkan pada Gambar 4.27.g (SPLA40) dan Gambar 4.27.h (SPLA50) akan terlihat semakin banyak butir partikel pati yang tidak terdispersi ke dalam matriks PLA.

Adhesi antarmuka dan dispersi campuran polimer memainkan peran penting dalam penentuan sifat produk akhir dan kemampuan proses *injection molding*. Berdasarkan tampilan mikrograf SEM terlihat bahwa PLA dan pati sagu tidak bercampur secara merata disebabkan adanya perbedaan hidrofilisitas (Koh et al., 2018; Muller et al., 2017). Ketidakcampuran (*immiscibility*) tersebut menunjukkan adhesi antarmuka partikel pati dengan PLA yang rendah dikarenakan karakteristik hidrofobik PLA dan pati yang hidrofilik (Ke & Sun, 2003; S. Wang et al., 2015). Campuran PLA/pati sagu menunjukkan permukaan kasar dengan tingkat aglomerasi yang rendah hingga terjadi pemisahan fasa, dimana muncul bercak kecil dan bulatan (ditunjukkan oleh panah) yang mewakili pati sagu (Muller et al., 2017). Pemisahan fase relatif lebih kecil pada penambahan pati dengan persentase lebih rendah yang disebabkan oleh interaksi antara gugus hidroksil unit glukosa pati dan karboksil kelompok PLA (Liu & Zhang, 2011). Namun pada persentase pati yang lebih tinggi pada 20% atau lebih terdapat pemisahan fase yang semakin jelas, hal ini berkaitan dengan konsentrasi pati dalam campuran yang tidak memberikan kompatibilitas antarmuka yang memadai antara fase pati dalam matriks PLA. Struktur *co-continuous* satu arah muncul ketika campuran diproduksi melalui proses *injection molding*, di mana lelehan material melewati nosel menuju *sprue runner* yang didorong oleh tekanan dan arah tarikan produk.

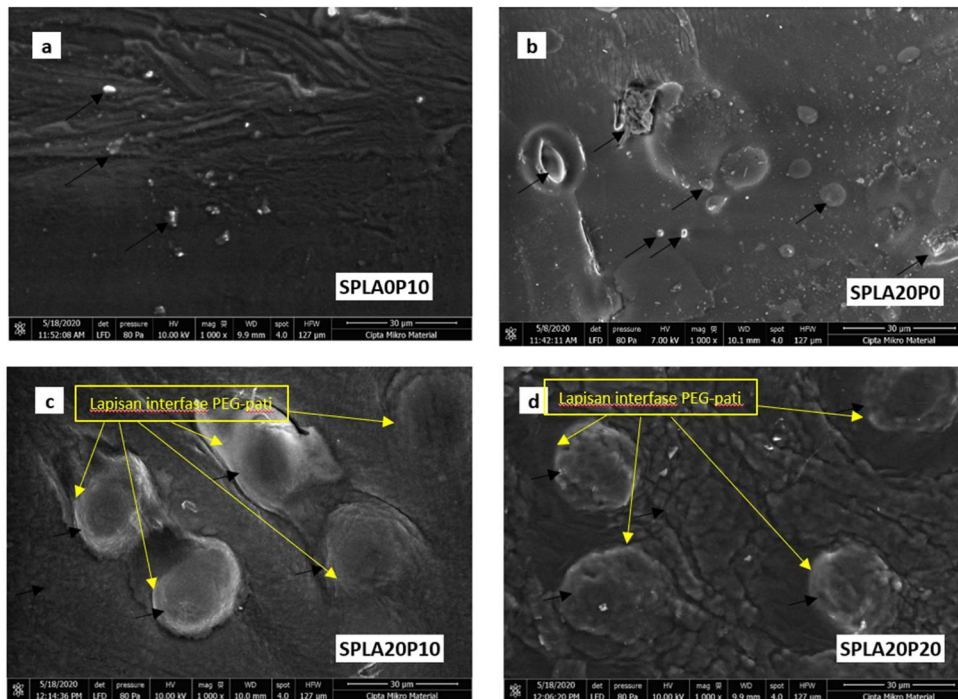
Ikatan antar muka yang rendah antara pati sagu dan PLA memberikan pengaruh signifikan pada proses *injection molding* miniplat, dimana produk miniplat yang dihasilkan memiliki karakteristik rapuh dan mudah patah. Hal ini menjadi penghambat ketika proses pelepasan produk dari mold, sehingga siklus injeksi menjadi tidak stabil. Adhesi antarmuka antara PLA dan pati sagu dapat diilustrasikan seperti pada Gambar 4.28. Terlihat jelas dari mikrograf SEM dimana partikel pati sagu sebagai *filler* pada matrik PLA memiliki memiliki batas keliling yang terlihat jelas dengan perbedaan warna yang lebih terang. Hal ini menjelaskan ketidakcampuran (*immiscibility*) partikel pati. Pada Gambar 4.28.b. diilustrasikan model interfase yang menjelaskan rendahnya ikatan antara partikel pati dan PLA.



Gambar 4.28. Model ikatan antarmuka pada campuran PLA/pati sagu

Morfologi campuran PLA/pati sagu menunjukkan adanya pemisahan yang jelas antara molekul pati yang tidak terdispersi pada matrik PLA, hal ini menandakan bahwa adhesi antarmuka yang buruk antar keduanya sehingga mempengaruhi pada sifat mekanik dari miniplat. Perubahan yang signifikan pada morfologi permukaan miniplat terlihat dengan penambahan compatibilizer PEG pada campuran PLA/pati sagu. Model fase struktur yang menjelaskan sifat interaksi antara partikel pati dan PEG serta matriks PLA ditunjukkan seperti pada Gambar. 4.28. Terlihat pada profil mikrograf bahwa penambahan compatibilizer PEG pada campuran PLA/pati (SPLA20P10 dan SPLA20P20) menunjukkan adanya peningkatan ikatan antara rantai PEG dengan partikel pati. Ikatan antar muka pati dan PEG serta matriks PLA disebabkan oleh adanya kenaikan tegangan permukaan selama proses *melting* saat *injection molding* (J. Wang et al., 2012).

Profil permukaan miniplat dengan penambahan compatibilizer PEG 10% pada matrik PLA (SPLA0P10) yang dapat dilihat pada Gambar 4.29.a. menunjukkan perubahan bila dibandingkan pada permukaan miniplat PLA murni (Gambar 4.27.c.). Terlihat alur permukaan sebagai efek tegangan geser dan temperatur lebur pada proses *injection molding* yang menunjukkan sifat elastis dari material. Profil mikro miniplat campuran PLA/pati sagu/PEG seperti pada Gambar 4.29.c dan Gambar 4.29.d menunjukkan terbentuknya lapisan PEG di sekeliling partikel pati yang diamati sebagai lapisan interfase PEG.



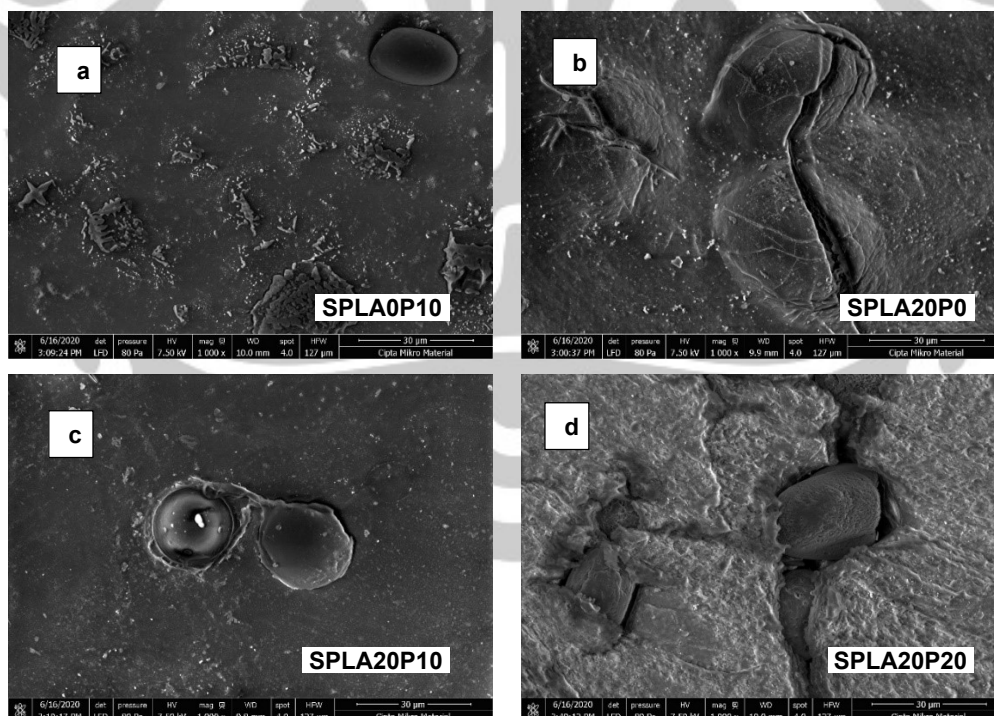
Gambar 4.29. Mikrograf SEM miniplate campuran PLA/pati sagu/PEG dengan variasi persentase penambahan PEG pada campuran PLA/pati sagu : a. miniplate PLA dengan penambahan PEG 10% berat; b. miniplate PLA/Pati sagu 20% berat tanpa penambahan PEG; c. miniplate PLA/pati sagu 20% berat dan penambahan PEG 10% berat; d. miniplate PLA/pati sagu 20% berat dan penambahan PEG 20% berat campuran.

Perbedaan yang jelas terlihat pada permukaan PLA/pati 20% (SPLA20P0) dimana terlihat batas yang jelas dengan warna lebih terang di sekeliling permukaan pati dimana tidak terdapat lapisan interfase kompatibelizer PEG. Mikrograf SEM untuk campuran PEG 10% berat (Gambar 4.3.c) maupun PEG 20% berat (Gambar 4.3.d) menunjukkan bahwa lapisan interfase PEG larut pada *methylene chloride* (MC). PEG memiliki kompatibilitas yang baik dengan PLA dan dapat tersebar merata di matriks polimer. Migrasi molekul PEG menuju permukaan pati PEG berlangsung selama proses *melting* pada saat *injection molding*.



Gambar 4.30. Ilustrasi ikatan antarmuka permukaan PLA/pati sagu/PEG

Kandungan PEG dalam komposit PLA/pati mempengaruhi pembentukan lapisan interfas yang menghubungkan antara matriks PLA dan molekul pati (Gambar 4.30). Compatibilizer PEG selain terdispersi ke dalam matrik PLA juga akan membentuk lapisan di sekeliling partikel pati, yang secara molekuler dapat diilustrasikan seperti pada Gambar 4.30.b. Lapisan interfas PEG akan meningkatkan ikatan antarmuka PLA dan pati sagu. Hasil SEM miniplate dengan kandungan PEG 10% berat (SPLA20P10) seperti Gambar 4.29.c menunjukkan migrasi dan agregasi PEG ke dalam partikel pati selama *melting* terlihat lebih seragam dibandingkan dengan miniplate dengan kandungan PEG 20% berat (SPLA20P20). Mekanisme ini bisa menjelaskan bagaimana perubahan sifat mekanik PLA/pati dengan compatibilizer PEG, khususnya nilai *elongation at break* tinggi. Saat matriks PLA terdeformasi dengan adanya tekanan dan peningkatan gaya geser saat proses *injection molding*, maka permukaan interfas PEG terbentuk secara efektif di sekitar partikel pati. Dengan demikian penambahan compatibilizer PEG dapat mencegah terbentuknya fraktur rapuh serta memberikan efek peningkatan *elongation at break* yang signifikan pada miniplate.



Gambar 4.31. Mikrograf SEM miniplate setelah 28 hari pengujian biodegradasi in-vitro : a. miniplate PLA/PEG 10%; b. miniplate PLA/Pati sagu 20% berat campuran; c. miniplate PLA/pati sagu dengan penambahan PEG 10% berat; d. miniplate PLA/pati sagu dengan penambahan PEG 20 %.

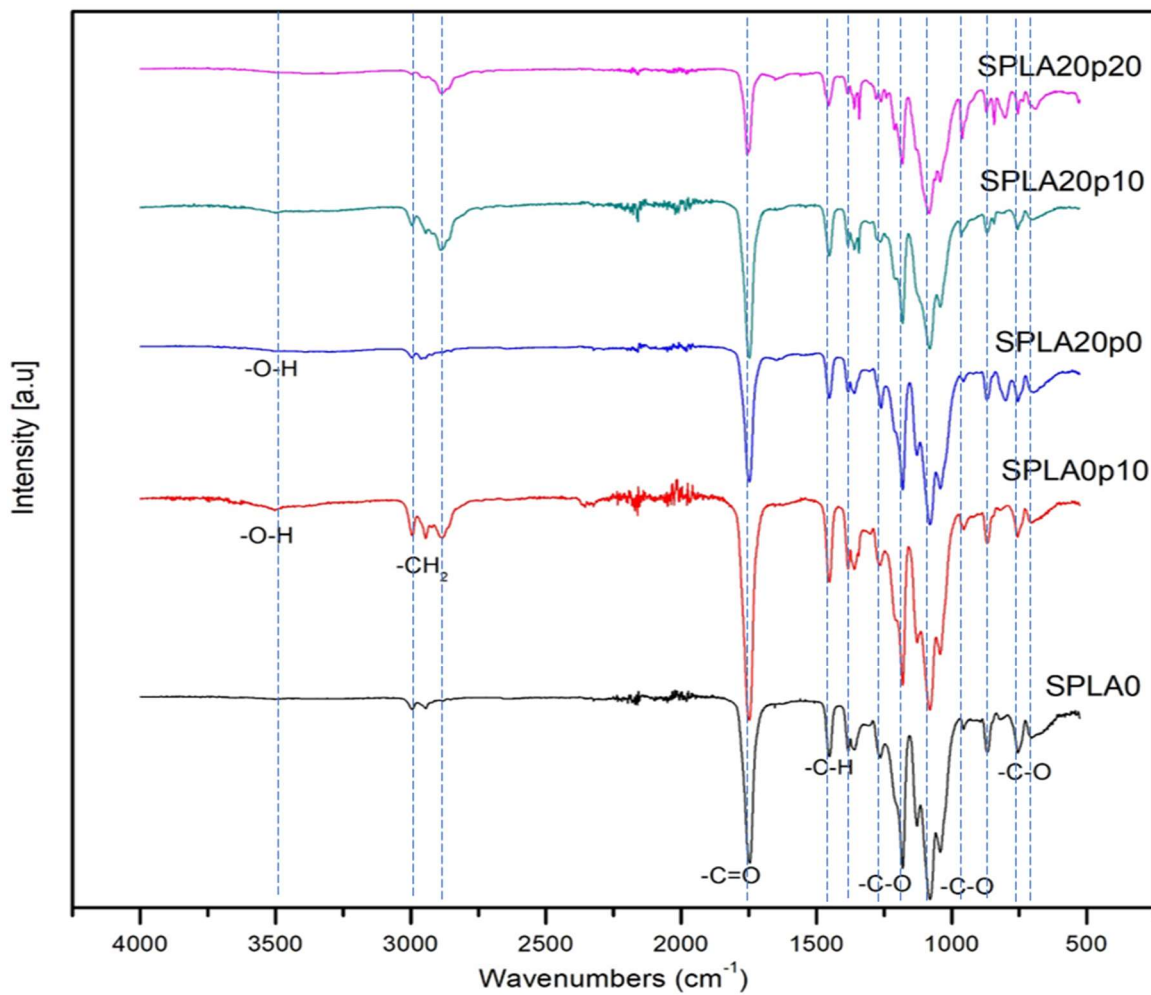
Gambar 4.31 menunjukkan profil mikrograf dari miniplat setelah dilakukan pengujian degradasi selama 28 hari. Gambar 4.31.a memperlihatkan kondisi permukaan miniplat dengan material PLA/PEG 10% dimana tampak kekasaran permukaan miniplat setelah terdegradasi. Profil permukaan kasar yang ditunjukkan dengan adanya bercak-bercak kecil merupakan partikel pati yang muncul selama terjadinya degradasi. Profil bulatan dengan warna lebih terang pada permukaan mengindikasikan adanya partikel pati yang tidak terdispersi sempurna pada matrik PLA ketika proses *injection molding*. Pada Gambar 4.31.b merupakan profil mikrograf permukaan miniplat dari material campuran PLA/pati sagu 20% dimana memberikan informasi adanya profil retak longitudinal yang cukup besar dengan diikuti cabang retakan kecil tegak lurus di sekitar retakan utama setelah 28 hari terdegradasi. Retakan terjadi sebagai indikasi lemahnya ikatan antarmuka antara pati dan matrik PLA disebabkan perbedaan hidrofilitas. Profil mikrograf miniplat yang berasal dari campuran PLA/pati sagu dengan penambahan compatibilizer PEG 10% dan 20% terlihat pada Gambar 4.30.a dan 4.30.b. Setelah jangka waktu 28 hari degradasi terlihat bahwa penambahan PEG 10% pada campuran PLA/pati sagu tidak menyebabkan timbulnya profil retak permukaan, hal ini mengindikasikan fungsi compatibilizer PEG efektif meningkatkan ikatan antarmuka pati dan matrik PLA. Lapisan interfase yang sebelumnya terbentuk di sekitar partikel pati yang tidak terdispersi sempurna (Gambar 4.29.c) menjadi hilang dan terbentuk batas yang jelas pada sisi terluar dari partikel pati. Hal ini mengindikasikan bahwa lapisan interfase berupa compatibilizer PEG akan terdispersi ke dalam larutan PBS dan hilang lebih cepat selama terjadinya degradasi. Profil lebih jelas terlihat pada mikrograf miniplat dengan penambahan 20% PEG pada campuran PLA/pati (Gambar 4.31.d). Tampak jelas pada gambar tersebut terjadinya profil retakan yang besar yang merupakan indikasi meningkatnya porositas akibat konsentrasi lebih tinggi PEG yang terdispersi pada campuran PLA/pati, Lapisan interfase PEG pada molekul pati akan terdegradasi lebih cepat dengan membawa serta molekul pati yang terikat di dalamnya, sedangkan retakan mengindikasikan adanya konsentrasi compatibilizer yang terdistribusi tidak merata, sehingga melepaskan ikatan antarmuka PLA/pati lebih cepat dibandingkan konsentrasi PEG yang lebih rendah. Pada profil mikrograf terlihat jelas adanya partikel pati yang tidak terdispersi pada PLA, dimana disekitar partikel pati tersebut terdapat gap kosong diakibatkan hilangnya lapisan

interfase PEG disekeliling pati. Berdasarkan profil mikrograf dapat disimpulkan bahwa penambahan compatibilizer PEG 20% akan meningkatkan porositas pada miniplat selama degradasi dibandingkan dengan penambahan PEG 10% dari campuran PLA/pati sagu.

4.9. Analisis FT-IR Material Campuran PLA/Pati Sagu/PEG

Interaksi antar polimer dapat dilihat melalui hasil spektroskopi inframerah (IR) seperti pada Gambar 4.32. Terjadinya interaksi antara dua polimer, seperti interaksi hidrogen atau dipolar, akan menunjukkan terjadinya perubahan spektrum yang diamati melalui spektrum IR. Pengujian FT-IR pada produk miniplat hasil *injection molding* bertujuan untuk menyelidiki perubahan koformasi dalam komposit PLA/pati sagu/PEG. Penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Kim et al., (2009) menjelaskan bahwa gelatinisasi pati dan retrogradasi bersifat sensitif pada perubahan koformasi polimer dan perubahan tingkat molekuler. Daerah peregangan C-C dan C-O ($800-1300\text{ cm}^{-1}$) sangat sensitif terhadap proses retrogradasi, dimana kinetika retrogradasi merupakan perubahan struktural pada tingkat molekuler dengan mengukur rasio antara puncak yang dipilih (J. W. Park et al., 2000).

Hasil pengukuran spektrum FT-IR dilakukan dengan mengambil beberapa sampel miniplat yang dicetak menggunakan material PLA murni (SPLA0), penambahan 10% pati sagu (SPLA10), penambahan 20% pati sagu (SPLA20), PLA dengan penambahan 10% PEG (SPLA0P10), serta penambahan PEG 10% dan 20% pada campuran PLA/pati sagu (SPLA20P10 dan SPLA20P20) seperti terlihat pada Gambar 4.32.



Gambar 4.32. Spektrum FT-IR pada campuran PLA/pati sagu/PEG

Tabel 4.18. Spektrum FTIR pada pati

Wavenumber (cm ⁻¹)	Assignment
2850, 2920	C-H stretching
1640	δ (O-H) bend of absorbed water
1462	CH ₂ bending
1445-1325	C-H bending and wagging
1243, 1205	O-H bending
800 - 1300	C-C and C-O stretching

Sumber : Park and Seung, 2000

Tabel 4.19. Spektrum FTIR pada PLA & PEG

PLA	
Wavenumber (cm ⁻¹)	Assignment
2850-2918	-CH ₂ stretching
1381-1360	C-H deformation peak
1747	C=O stretching
1181	C-O stretching
PEG	
2850-3500	O-H bending

Sumber : Li D et.al., 2018

Berdasarkan Gambar 4.32 diperoleh informasi bahwa pada miniplat dengan material PLA murni (SPLA0) memiliki beberapa puncak gelombang yaitu 1042 cm⁻¹, 1079 cm⁻¹, 1127 cm⁻¹, 1180 cm⁻¹, 1451 cm⁻¹, 1745 cm⁻¹. Dimana pada 1042 cm⁻¹, 1079 cm⁻¹, 1127 cm⁻¹, dan 1180 cm⁻¹ mengindikasikan kehadiran ikatan -C-O, sedangkan 1451 cm⁻¹ menandakan ikatan CH₃, dan 1745 cm⁻¹ mengindikasikan kehadiran grup -C=O. Pada penambahan PEG 10% ke dalam matrik PLA (SPLA0P10) menunjukkan bahwa terdapat 3 puncak yang mengindikasikan adanya absorpsi dari vibrasi peregangan -CH₂- yaitu pada bilangan gelombang 2882, 2944, dan 2994 cm⁻¹ hal ini seperti dikonfirmasi oleh D. Li et al., (2018). Peningkatan intensitas pada 1382 dan 1452 cm⁻¹ merepresentasikan adanya deformasi puncak C-H dimana hal tersebut mengindikasikan keberadaan rantai -CH₂ dari PEG. Karakteristik absorpsi peregangan C=O dan peregangan C-O dari grup ester pada PLA dan PLA/PEG10% ditunjukkan pada bilangan gelombang 1180 dan 1747 cm⁻¹. Pengaruh penambahan kompatibilizer PEG dengan konsentrasi yang berbeda (10% dan 20%) pada campuran PLA/pati dapat dilihat dari bilangan gelombang 2888 dan 2994 serta 1747 cm⁻¹ dimana rasio puncak semakin meningkat pada C-O dan C=O pada penambahan 10% PEG (SPLA20P10) dibandingkan pada penambahan 20% PEG (SPLA20P20). Hal ini kemungkinan bahwa bagian dari grup O-H dari hidrogen PEG berikatan dengan grup C=O pada PLA (D. Li et al., 2018).

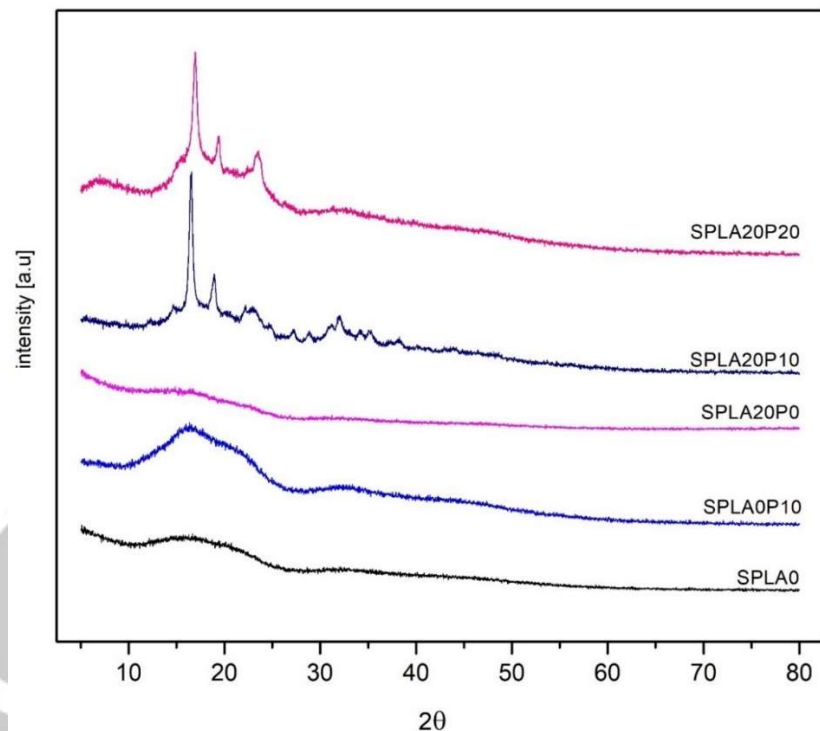
Interaksi antar pati sagu dan PLA dapat dilihat pada bilangan gelombang antara 3000-3500 cm⁻¹ dimana tidak ada kenaikan gelombang pada PLA murni (SPLA0) tetapi terdapat kenaikan pada PLA/pati sagu (SPLA20P0), hal ini mengindikasikan adanya ikatan -OH dari PLA/pati sagu (Akrami et al., 2016; Ferrarezi et al., 2013). Sedangkan

apabila dibandingkan dengan penambahan PEG pada PLA maka puncak gelombang semakin tinggi pada rentang bilangan gelombang tersebut mengindikasikan adanya pengaruh compatibilizer PEG pada PLA maupun pada campuran PLA/pati sagu (Ferrarezi et.al., 2013).

4.10. Analisis X-Ray Diffraction (XRD) pada Miniplate PLA/Pati Sagu/PEG

Analisis struktur X-ray digunakan untuk melihat pola kristalinitas dari miniplate dengan material PLA murni (SPLA0), PLA/pati sagu (SPLA20P0), PLA/pati sagu/PEG 10% (SPLA20P10), dan PLA/pati sagu/PEG 20% (SPLA20P20). Sudut difraksi 2θ dimulai dari 5° hingga 80° . Gambar 4.33 menjelaskan pola X-ray pada miniplate yang berasal dari PLA murni, PLA dengan tambahan PEG 10%, PLA/pati 20%, PLA/pati/PEG 10% dan PLA/pati/PEG 20%. Karakteristik refleksi pati 2θ terlihat pada $15,2^\circ$; $17,3^\circ$; dan $23,1^\circ$, sedangkan refleksi PLA berada pada $16,7^\circ$ dan $19,0^\circ$ sesuai dengan pola kristalinisasi pati yang dijelaskan oleh (Svetlana Z. Rogovina et al., 2018). Refleksi PEG berada pada $14,7^\circ$; $16,6^\circ$; dan $18,9^\circ$ (Y. Yu et al., 2015).

Berdasarkan pola difraksi sinar X pada miniplate dengan material PLA murni (SPLA0) terlihat puncak amorf pada 2θ berada pada $16,97^\circ$ dan $17,01^\circ$ berkorespondensi pada bidang kisi kristalografik (*crystallographic lattice plane*) 110 dan 200 dan memiliki puncak difraksi yang lemah pada $2\theta = 34,6^\circ$ dan $34,7^\circ$ yang berkorespondensi pada bidang kisi kristalografik 21,6. Puncak difraksi terjadi pada $16,97^\circ$ mengindikasikan struktur amorf dari PLA (Bhiogade et al., 2020). Pada pola difraksi miniplate dengan penambahan PEG 10% pada PLA (SPLA0P10) terlihat puncak difraksi 2θ berada pada $18,28^\circ$ dan $18,33^\circ$ berkorespondensi pada bidang kisi kristalografik (*crystallographic lattice plane*) 203 dengan nilai d-spacing 0,484 nm dan memiliki puncak difraksi yang lemah pada $2\theta = 32,5^\circ$ yang berkorespondensi pada bidang kisi kristalografik 216. Penambahan pati sagu pada matrik PLA (SPLA20P0) memiliki pola puncak difraksi $2\theta = 16,35^\circ$ dan $16,39^\circ$ yang berkorespondensi pada bidang kisi kristalografik 110 dan 200.

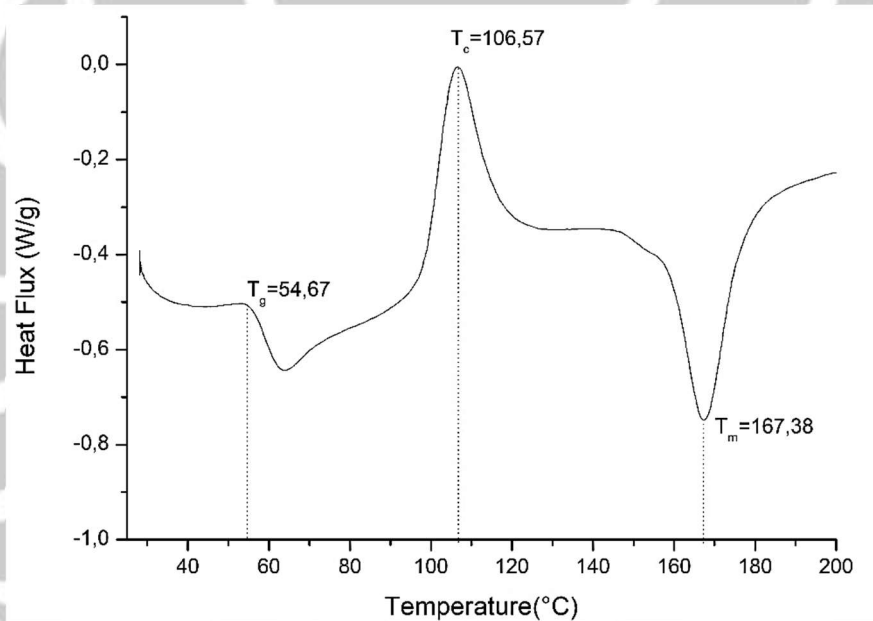


Gambar 4.33. Pola difraksi X-ray pada campuran PLA/pati dan PLA/pati/PEG

Pada pola difraksi miniplate dengan penambahan PEG 10% pada matrik PLA (SPLA20P10) memiliki puncak difraksi bervariasi pada 2θ antara $= 14,74^\circ, 16,48^\circ$ (puncak tertinggi 2386), $17,8^\circ, 18,9^\circ$, hingga $44,01^\circ$ yang berkorespondensi pada bidang kisi kristalografik 110, 200, 203, 015, dan 216. Demikian juga pola puncak difraksi yang sama terjadi pada penambahan 20% PEG pada matrik PLA (SPLA20P20), akan tetapi terjadi pergeseran puncak tertinggi dengan $2\theta = 16,91^\circ$ (puncak tertinggi 1879) sehingga terjadi pergeseran puncak sebesar $0,43^\circ$ dimana bergeser dari $16,48^\circ$ ke $16,91^\circ$. Hal tersebut mengindikasikan peningkatan konsentrasi PEG pada campuran PLA/pati sagu akan menggeser puncak kristalinitas komposit. Berdasarkan pola difraksi pada Gambar 4.33 memberikan gambaran bahwa penambahan kompatibelizer PEG pada campuran PLA/pati akan menaikkan kristalinitas (X_c) dari PLA, dimana kristalinitas SPLA20P10 (45,26%) lebih tinggi dibandingkan dengan kristalinitas SPLA20P20 (40,63%). Hal ini membuktikan bahwa secara umum penambahan kompatibelizer PEG pada campuran PLA/pati akan memberikan peningkatan kristalinitas, dimana penambahan 10% PEG memiliki lebih efektif dibandingkan penambahan 20% PEG.

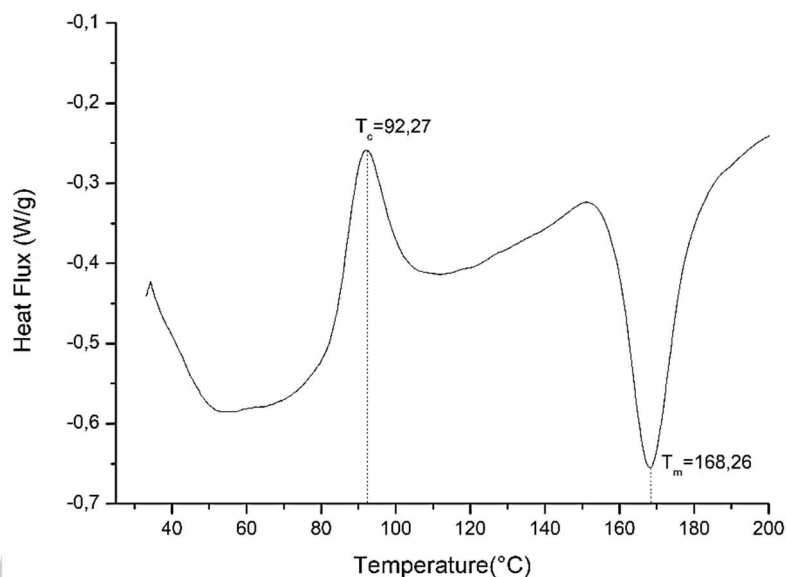
4.11. Analisis DSC dan Termogravimetri (TGA) Material Campuran PLA/Pati Sagu/PEG

Karakteristik termal dari campuran ditentukan oleh termogram *differential scanning calorimetry* (DSC). Hasil termogram DSC dari miniplate dengan material PLA murni (SPLA0) seperti ditunjukkan pada Gambar 4.33. Berdasarkan kurva termogram tersebut terlihat bahwa temperatur transisi kaca PLA (T_g) berada pada $54,67\text{ }^\circ\text{C}$, hal ini mengindikasikan sifat rapuh (*brittle*) dengan elongasi yang rendah (Jacobsen & Fritz, 1996). Pada proses kristalisasi selama pemanasan memberikan temperatur kristalisasi dingin (T_{cc}) berada pada $106,57\text{ }^\circ\text{C}$, dan temperatur leleh pada $167,38\text{ }^\circ\text{C}$.



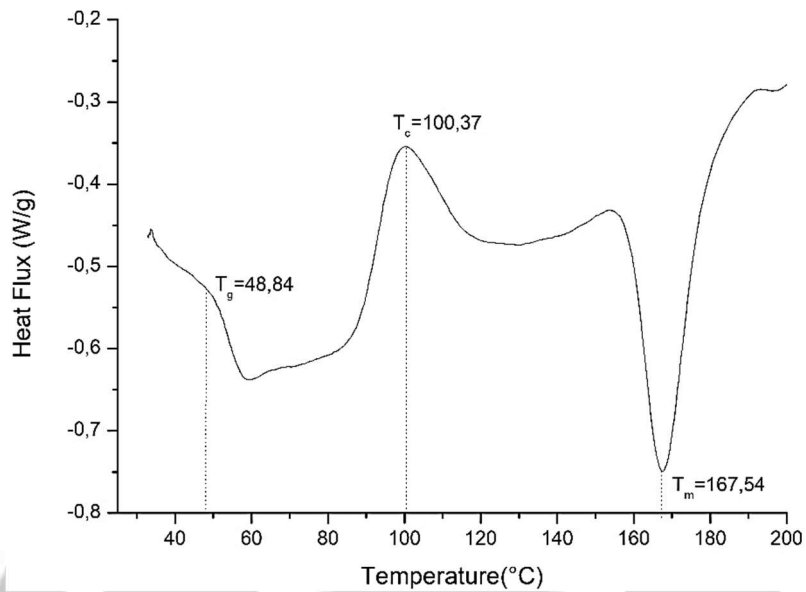
Gambar 4.34. Termogram DSC miniplate dengan laju pemanasan $10\text{ }^\circ\text{C}/\text{mnt}$ pada PLA murni (SPLA0)

Gambar 4.34 menampilkan kurva termogram dari material PLA dengan penambahan compatibilizer PEG 10% (SPLA0P10). Berdasarkan kurva termogram DSC tersebut diperoleh temperatur kristalisasi dingin (T_{cc}) berada pada $92,27\text{ }^\circ\text{C}$, dan temperatur leleh (T_m) pada $168,26\text{ }^\circ\text{C}$. Temperatur transisi kaca (T_g) tidak terlihat dikarenakan berada di bawah temperatur pengujian ($27,82\text{ }^\circ\text{C}$). Berdasarkan penelitian Ferrarezi et.al. (2012). bahwa transisi kaca (T_g) dari PLA dengan penambahan PEG yang memiliki berat molekul 4.000 g/mol diperoleh pada temperatur $-49\text{ }^\circ\text{C}$.

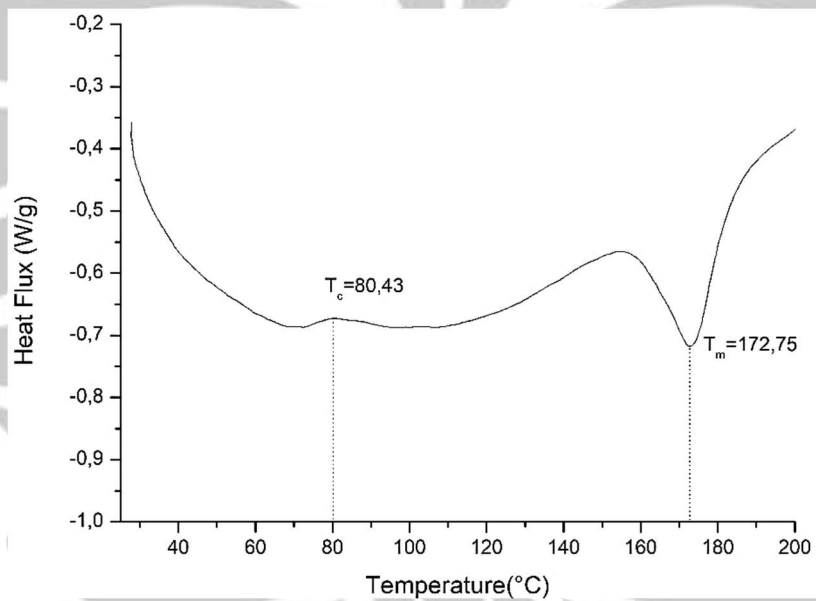


Gambar 4.35. Termogram DSC miniplate dengan laju pemanasan $10\text{ }^{\circ}\text{C}/\text{mnt}$ pada PLA dengan penambahan PEG 10% (SPLA0P10)

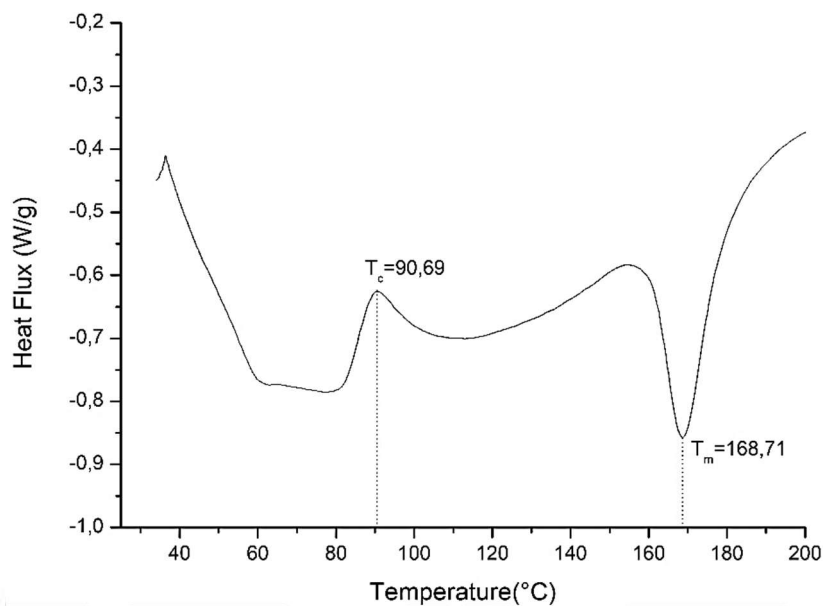
Gambar 4.35 menampilkan kurva termogram dari material campuran PLA dengan penambahan pati sagu 20% (SPLA20P0). Berdasarkan kurva termogram DSC tersebut diperoleh temperatur transisi kaca PLA (T_g) berada pada $48,84\text{ }^{\circ}\text{C}$. Pada proses kristalisasi selama pemanasan memberikan temperatur kristalisasi dingin (T_{cc}) berada pada $100,37\text{ }^{\circ}\text{C}$, dan temperatur leleh pada $167,54\text{ }^{\circ}\text{C}$. Sedangkan pengaruh penambahan compatibilizer PEG pada campuran PLA/pati sagu dapat dilihat pada Gambar 4.36 dan Gambar 4.37. Penambahan PEG 10% pada campuran PLA/pati sagu (SPLA20P10) memperlihatkan bahwa temperatur transisi kaca PLA (T_g) berada pada temperatur di bawah pengujian $27,82\text{ }^{\circ}\text{C}$, dimana berdasarkan referensi dari penelitian Ferrarezi et.al. (2012). bahwa transisi kaca (T_g) dari campuran PLA/pati dengan penambahan PEG yang memiliki berat molekul 4.000 g/mol diperoleh pada temperatur $-77\text{ }^{\circ}\text{C}$. Proses kristalisasi selama pemanasan memberikan temperatur kristalisasi dingin (T_{cc}) berada pada $80,43\text{ }^{\circ}\text{C}$, dan temperatur leleh pada $127,75\text{ }^{\circ}\text{C}$. Seperti pada kurva termogram SPLA20P10, pada material campuran PLA/pati sagu dengan penambahan PEG 20% juga menunjukkan temperature transisi kaca berada di bawah temperatur pengujian $27,82\text{ }^{\circ}\text{C}$, sedangkan temperatur kristalisasi dingin (T_{cc}) berada pada $90,69\text{ }^{\circ}\text{C}$, dan temperatur leleh pada $168,71\text{ }^{\circ}\text{C}$.



Gambar 4.36. Termogram DSC miniplate dengan laju pemanasan 10 °C/mnt pada campuran PLA dengan pati sagu 20% berat (SPLA20P0)



Gambar 4.37. Termogram DSC miniplate dengan laju pemanasan 10 °C/mnt pada campuran PLA/pati sagu dengan penambahan PEG 10% berat (SPLA20P10)



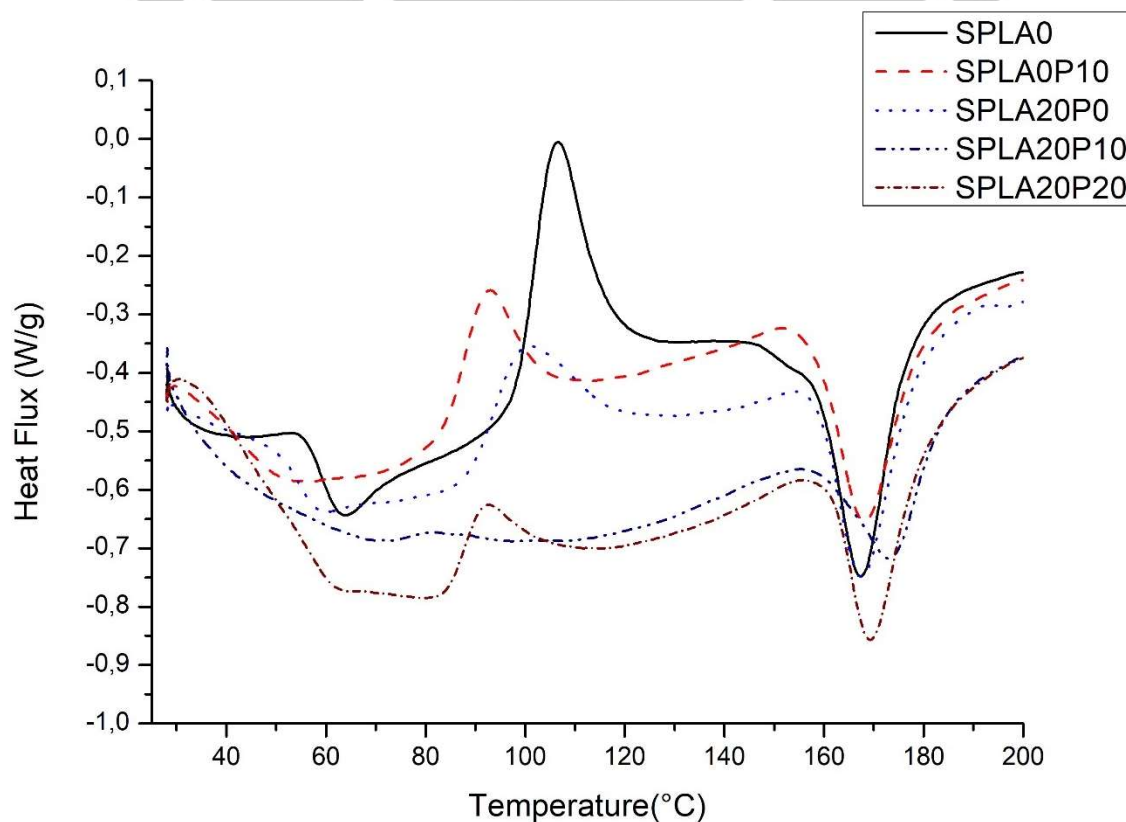
Gambar 4.38. Termogram DSC miniplate dengan laju pemanasan 10 °C/mnt pada campuran PLA/pati sagu dengan penambahan PEG 20% berat (SPLA20P20)

Tabel 4.20. Data DSC dan TGA dari berbagai macam campuran PLA/pati sagu/PEG

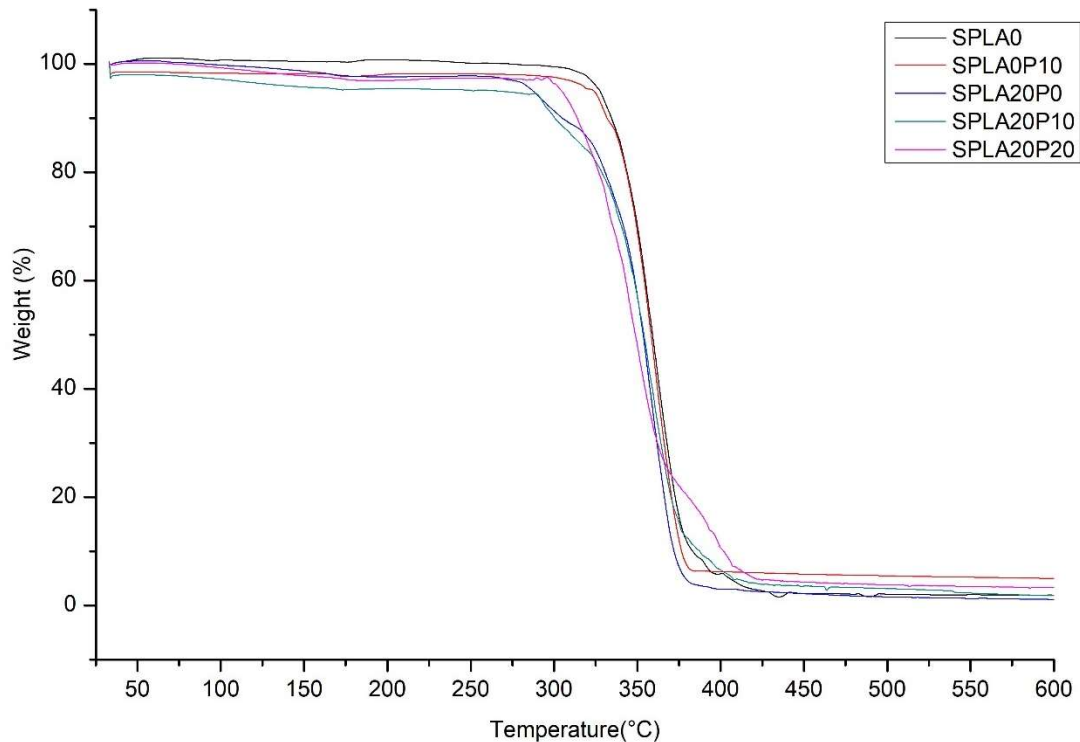
Sample	T_g (°C)	T_{cc} (°C)	T_m (°C)	ΔH_{cc} (J/g)	ΔH_m (J/g)	% X_c	T_{onset} (°C)
100% PLA (SPLA0)	54,67	106,57	167,38	5,12839	5,86455	0,00	319,13
90% PLA + 10% PEG (SPLA0P10)	-49	92,27	168,26	2,85039	4,97315	14,59	315,21
80% PLA + 20% pati sagu (SPLA20P0)	48,84	100,37	167,54	3,85976	4,83351	5,17	279,48
(80% PLA + 20% pati sagu) + 10% PEG (SPLA20P10)	-77	80,43	172,75	0,2287	3,48223	45,26	289,44
(80% PLA + 20% pati sagu) + 20% PEG (SPLA20P20)	-77	90,69	168,71	1,92923	4,34601	40,63	297,94

Berdasarkan Tabel 4.20 diperoleh informasi bahwa penambahan compatibilizer PEG akan menurunkan temperatur transisi kaca (T_g) secara signifikan. Penambahan pati sagu pada matrik PLA juga akan menurunkan temperatur transisi kaca, dimana hal ini dikaitkan dengan efek plastisasi dari pati sagu terhadap matrik PLA. Nilai T_g yang secara signifikan menurun dengan penambahan PEG pada matrik PLA maupun pada campuran PLA/pati sagu yang dapat dikaitkan dengan *plasticizing effect* PEG. Penambahan PEG pada campuran PLA/pati sagu akan menurunkan temperatur kristalisasi dingin (T_{cc})

dibandingkan dengan PLA murni maupun campuran PLA/pati sagu. Perilaku termal ini kemungkinan disebabkan oleh efek plastisasi PEG yang bermigrasi ke campuran PLA/pati sagu. Penambahan kompatibelizer PEG 10% akan meningkatkan temperatur peleburan (*melting*), T_m dibandingkan dengan PLA murni yaitu dari 167,38 °C menjadi 168,26 °C, begitu pula dengan penambahan pati sagu pada matrik PLA. Penambahan kompatibelizer PEG juga akan meningkatkan T_m pada campuran PLA/pati sagu. Penambahan PEG 10% akan meningkatkan T_m sebesar 3,11 % (dari 167,38 °C menjadi 172,75 °C) sedangkan penambahan PEG 20% akan meningkatkan 0,7 % (dari 167,38 °C menjadi 168,71 °C).



Gambar 4.39. Termogram DSC miniplate dengan laju pemanasan 10 °C/mnt pada PLA murni (SPLA0), PLA dengan tambahan PEG 10% (SPLA0P10), campuran PLA dan pati sagu 20% (SPLA20P0), campuran PLA/pati sagu dengan tambahan PEG 10% (SPLA20P10), dan campuran PLA/pati sagu dengan tambahan PEG 20% (SPLA20P20).



Gambar 4.40. Termogram TGA miniplat dengan laju pemanasan 10 °C/mnt pada PLA murni (SPLA0), PLA dengan tambahan PEG 10% (SPLA0P10), campuran PLA dan pati sagu 20% (SPLA20P0), campuran PLA/pati sagu dengan tambahan PEG 10% (SPLA20P10), dan campuran PLA/pati sagu dengan tambahan PEG 20% (SPLA20P20).

Analisis termogravimetri digunakan untuk melihat pengaruh *filler* berupa pati sagu dan compatibilizer PEG pada mekanisme degradasi pada suhu tinggi dan mengukur efek dari penambahan tersebut pada stabilitas lebur (*melt*) dari PLA. Sehubungan dengan hasil termogravimetri (Gambar 4.40) terlihat bahwa degradasi termal PLA murni maupun campuran PLA/pati/PEG mengalami penurunan berat satu tahap. Temperatur awal (T_{onset}) pada degradasi termal PLA murni (SPLA0) berada pada 319,13 °C dan degradasi selesai sekitar 449,76 °C. Degradasi PLA dengan tambahan PEG 10% (SPLA0P10) dimulai pada 315,21 °C; prosesnya terjadi hingga 384,11 °C. Dengan demikian penambahan compatibilizer PEG 10% pada matrik PLA akan menurunkan temperatur degradasi atau menurunkan 3,92 °C (1,23%). Di sisi lain, material dengan campuran PLA dengan pati sagu 20% berat (SPLA20P0) memiliki suhu awal degradasi termal terjadi pada sekitar 252,8 °C dan berakhir pada temperatur 383,49 °C. Apabila dibandingkan dengan profil degradasi PLA murni (SPLA0) maka dengan penambahan pati sagu 20% akan menurunkan temperatur awal (T_{onset}) 66,33 °C atau 20,78%.

Profil stabilitas termal pada penambahan compatibilizer PEG ke dalam campuran PLA/pati sagu tampak pada penambahan PEG 10% (SPLA20P10) dimana T_{onset} berada pada 289,44 °C dan berakhir pada temperatur 429,43 °C, dengan kata lain penambahan PEG 10% akan menurunkan T_{onset} 29,69°C atau 9,3% terhadap PLA murni (SPLA0). Penambahan PEG 20% pada campuran PLA/pati sagu (SPLA20P20) memiliki temperatur awal degradasi T_{onset} 297,94 °C dan berakhir pada temperatur 424,82 °C, dengan demikian terjadi penurunan T_{onset} 21,19 °C atau 6,64% terhadap PLA murni (SPLA0). Apabila dibandingkan dengan material PLA/pati sagu (SPLA20P0) maka temperatur awal degradasi dari material SPLA20P10 maupun SPLA20P20 lebih tinggi dibandingkan dengan material campuran PLA dan pati sagu tanpa penambahan compatibilizer. Hal ini mengindikasikan bahwa compatibilizer PEG bertindak sebagai *compatibilizer* yang meningkatkan ikatan antarmuka PLA dan pati sagu. Dengan demikian dapat disimpulkan bahwa penambahan compatibilizer PEG akan meningkatkan stabilitas termal dari campuran PLA/pati sagu.

4.12. Perbandingan Sifat Mekanik Miniplate PLA/Pati-sagu/PEG dengan Material Pelat Biomedis Lain

Penambahan compatibilizer PEG pada campuran PLA/pati mampu meningkatkan elastisitas miniplate dan meningkatkan potensi kemanfaatan pati sebagai material di bidang medis, terutama aspek biodegradabilitas. Kehadiran PEG pada campuran PLA/pati secara signifikan meningkatkan perpanjangan putus dan meningkatkan biodegradabilitas dari miniplate. Penambahan PEG dengan konsentrasi di bawah 10% hingga 20% efektif meningkatkan perpanjangan putus pada miniplate (S. Z. Rogovina & Aleksanyan, 2019) serta biodegradabilitas dari campuran PLA/pati sagu.

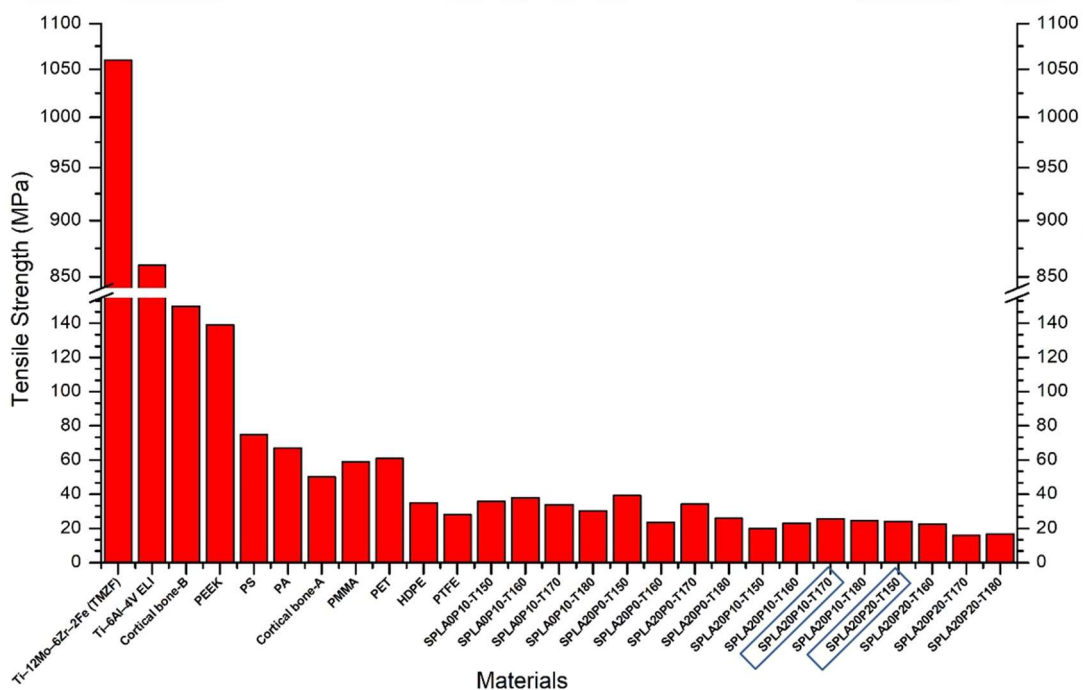
Berdasarkan analisis diperoleh miniplate hasil *injection molding* dengan sifat mekanik yang baik adalah SPLA20P10 yang dicetak pada temperatur 170 °C dan SPLA20P20 pada temperatur 150 °C. Karakteristik mekanik miniplate yang meliputi kekuatan tarik maksimum, modulus elastisitas, dan kekuatan *bending* berturut-turut untuk SPLA20P10 adalah 25,63 MPa, 1,57 GPa, dan 4,75 MPa, sedangkan untuk SPLA20P20 diperoleh kekuatan tarik maksimum 24,05 MPa, modulus elastisitas 1,26 GPa, dan kekuatan *bending* 4,75 MPa.

Tabel 4.21. Sifat Mekanik Berbagai Material Implant Miniplate

Materials	Mechanical Properties		
	Modulus of Elasticity (GPa)	Tensile Strength (MPa)	Bending Strength (MPa)
Cortical bone *	3-20	50-150	130-180
Ti Alloy *	110	675	1117-6758
Ti-6Al-4V ELI *	110-117	860-965	-
Ti-12Mo-6Zr-2Fe (TMZF)*	74-85	1060-1100	-
HDPE (<i>high density polyethylene</i>)*	0.88	35	-
PTFE (<i>poly tetrafluoro ethylene</i>)*	0.50	28	-
PA (<i>polyamide</i>)*	2.10	67	-
PMMA (<i>polymethylmethacrylate</i>)*	2.55	59	-
PET (<i>polyethyleneterephthalate</i>)*	2.85	61	-
PEEK (<i>polyethylene ether ketone</i>)*	3,8-4,5	139	165
PS (<i>poly sialane</i>)*	2.65	75	-
PLA (<i>poly lactic acid</i>)*	2.40	60	-
SPLA0P10-T150	1,4	35,81	7,59
SPLA0P10-T160	1,6	38	7,49
SPLA0P10-T170	1,52	33,81	7,68
SPLA0P10-T180	1,3	30,34	7,3
SPLA20P0-T150	1,97	39,37	9,35
SPLA20P0-T160	2,16	23,56	8,78
SPLA20P0-T170	1,96	34,25	9,43
SPLA20P0-T180	2,02	25,96	8,92
SPLA20P10-T150	1,156	19,922	4,71
SPLA20P10-T160	1,277	22,932	5,12
SPLA20P10-T170	1,572	25,632	4,75
SPLA20P10-T180	0,9322	24,458	3,64
SPLA20P20-T150	1,26	24,05	5,11
SPLA20P20-T160	1,11	22,42	4,81
SPLA20P20-T170	0,87	16,15	3,68
SPLA20P20-T180	0,8	16,58	3,38

*Sumber : Li et al., 2020

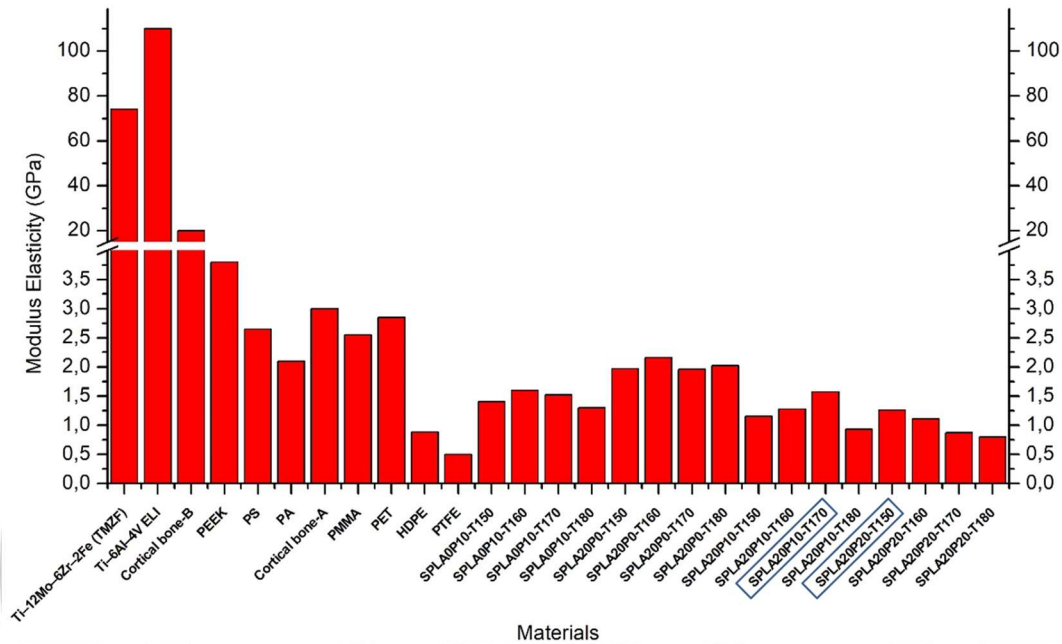
Sifat mekanik miniplate dengan material PLA/pati sagu/PEG dengan beberapa jenis material yang digunakan dalam pembuatan plat penyambung tulang (*bone plates*) dapat dilihat pada Tabel 4.21. Pada Grafik 4.41, 4.42, dan 4.43 terlihat perbandingan sifat mekanik dari berbagai material yang digunakan dalam pembuatan *bone plates*. Titanium sebagai material dengan sifat mekanik yang unggul memiliki kekuatan tarik, modulus elastisitas, serta kekuatan bending terbaik dibandingkan material lainnya. Meskipun mampu berfungsi sangat baik dalam stabilitas perbaikan fraktur tulang tetapi implan titanium dan titanium alloy tidak dapat terdegradasi oleh jaringan tubuh, sehingga membutuhkan pengangkatan implan setelah proses penyembuhan. Selain itu bone plate dari material titanium dapat menimbulkan efek perisai (*stress shielding effect*) pada jaringan tulang disebabkan perbedaan modulus yang signifikan antara titanium (74-117 GPa) dan jaringan tulang (3-20 GPa) (J. Li et al., 2020).



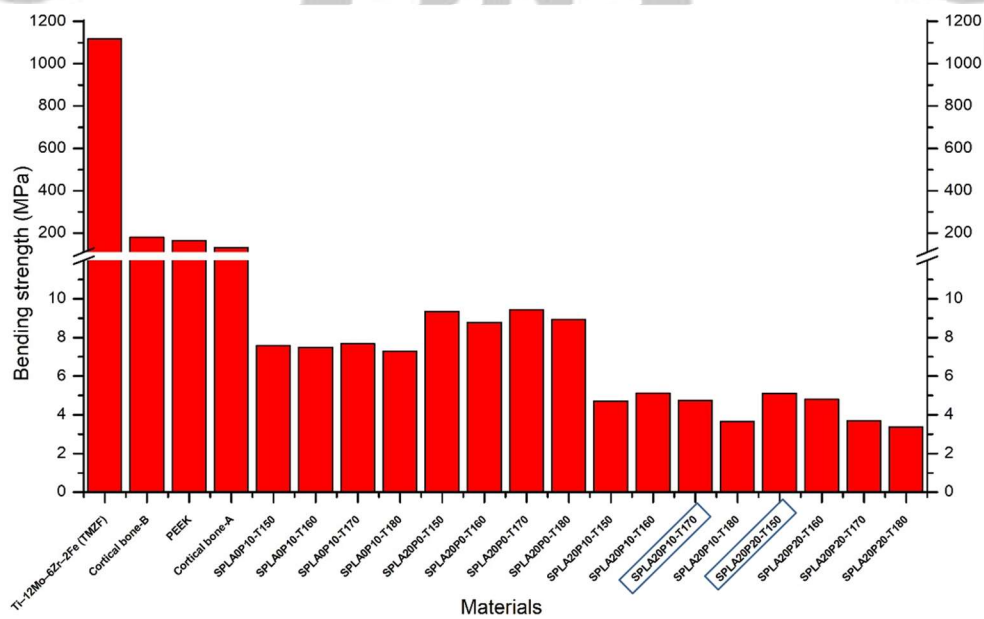
Gambar 4.41. Perbandingan *tensile strength* dari berbagai material miniplate terhadap miniplate PLA/pati sagu/PEG

Modulus elastisitas dari tulang kortikal (*cortical bone*) menjadi parameter penting dalam aplikasi implan untuk menghindari terjadinya *stress shielding effect* pada jaringan tubuh. Oleh karena itu proses pembuatan implan tulang seoptimal mungkin mendekati atau sama dengan modulus elastisitas dari tulang kortikal (3-20 GPa). Pada Gambar 4.42. dan Tabel 4.18. dapat dilihat bahwa material polimer yang memiliki nilai modulus sama

dengan tulang kortikal adalah PEEK (*polyethylene ether ketone*) yaitu 3,8-4,5 GPa. Sedangkan material yang mendekati nilai modulus tulang kortikal berturut-turut adalah PET (*polyethylenetelephthalate*) 2,85 GPa, PS (*poly sialane*) 2,65 GPa, PMMA (*polymethylmethacrylate*) 2,55 dan PLA (*poly lactide acid*) 2,4 GPa.



Gambar 4.42. Perbandingan modulus elastisitas dari berbagai material miniplat terhadap miniplat PLA/pati sagu/PEG



Gambar 4.43. Perbandingan *bending strength* dari berbagai material miniplat terhadap miniplat PLA/pati sagu/PEG

Nilai modulus elastisitas dari miniplat SPLA20P10 pada temperatur 170 °C adalah 1,57 GPa sedangkan SPLA20P20 pada temperatur 150 °C memiliki modulus lebih rendah yaitu 1,26 GPa. Dengan demikian miniplat yang merupakan campuran PLA/pati sagu dengan penambahan PEG belum memenuhi persyaratan kemampuan mekanis untuk digunakan sebagai implan tulang. Untuk meningkatkan kemampuan mekanis dari miniplat dapat diperlukan dengan metode pencampuran atau modifikasi menggunakan material lain seperti PEEK atau magnesium yang memiliki sifat mekanik (modulus 45 GPa) dan kemampuan degradasi yang baik (J. Li et al., 2020). Senada dengan modulus elastisitas, kemampuan terhadap beban *bending* ikut serta menjadi penting dalam menentukan jenis material implant tulang. Pada bagian tulang tertentu seperti tulang bagian lengan dan kaki yang memiliki resiko tinggi mendapatkan beban *bending* dalam aktivitas maka diperlukan material implan yang mampu mengakomodasi hal tersebut. Tulang kortikal memiliki kekuatan *bending* 130-180 MPa, sedangkan miniplat SPLA20P10 maupun SPLA20P20 memiliki kekuatan yang jauh di bawah nilai tersebut. Material implan yang memiliki kemampuan akomodasi yang baik selain material metal seperti titanium adalah PEEK dengan kekuatan *bending* 165 MPa . Dengan demikian miniplat dengan campuran PLA/pati sagu/PEG lebih cocok digunakan dalam jaringan tulang yang tidak memerlukan beban *bending* tinggi, seperti fraktur tulang tengkorak (*skull fracture*) dan fraktur kraniofasial (*craniofacial fracture*).

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

Pada penelitian ini telah membuktikan bahwa metode injection molding mampu digunakan untuk melakukan pencetakan miniplat dengan material campuran PLA/pati sagu dan campuran PLA/pati sagu dengan penambahan compatibilizer poli-etilen glikol (PEG) pada temperatur injeksi 150 °C, 160 °C, 170 °C dan 180 °C. Material campuran PLA/pati sagu dan campuran PLA/pati sagu/PEG disintesis dengan metode *solution blending* yang digunakan dalam pencetakan miniplat telah dievaluasi. Hasil pencetakan miniplat menggunakan metode injection molding mengalami penyusutan 1,56% dengan berat rata-rata 255,93 mg. Penambahan pati sagu pada matriks PLA pada konsentrasi dari 10% hingga 50% dari berat campuran secara konsisten akan menurunkan kekuatan tarik, nilai modulus elastisitas, serta perpanjangan putus, yang disebabkan oleh rendahnya interaksi antarmuka pati dan PLA sebagai efek perbedaan sifat hidrofilisitas. Penambahan compatibilizer PEG akan meningkatkan kemampuan tarik (*drawability*) secara signifikan, meningkatkan kristalinitas, serta meningkatkan laju degradabilitas dari produk miniplat. Penambahan compatibilizer PEG memiliki efek negative terhadap sifat mekanik miniplat yaitu menurunkan kekuatan tarik, kekuatan *bending* serta modulus elastisitas. Compatibilizer PEG berfungsi membentuk lapisan interfase yang bertindak sebagai penghubung antar molekul dan akan meningkatkan interaksi antar muka PLA dan pati. Penambahan PEG 10% pada campuran PLA/pati akan menurunkan kekuatan tarik dan modulus elastisitas berturut-turut 39,5% dan 55,9%, selain itu memberikan kenaikan perpanjangan putus hingga 12,6 kali terhadap miniplat PLA murni. Penambahan PEG 20% akan menurunkan kekuatan tarik dan modulus elastisitas berturut-turut 43,2% dan 64,5%, serta meningkatkan perpanjangan putus mencapai 22,5 kali terhadap miniplat PLA murni. Peningkatan konsentrasi compatibilizer PEG dari 10% ke 20% terhadap berat campuran PLA/pati sagu akan menaikkan laju degradasi, demikian pula peningkatan temperatur injeksi akan mempercepat laju degradasi dari miniplat. Pencetakan miniplat optimal berada pada temperatur 170 °C menggunakan material campuran PLA/pati sagu dengan penambahan PEG 10% yang menghasilkan produk dengan kekuatan tarik 25,63

MPa, modulus elastisitas 1,57 GPa, dengan laju degradasi 7,97% pada perlakuan hingga 28 hari. Pencetakan miniplat material campuran PLA/pati dengan penambahan PEG 20% optimal dilakukan pada temperatur 150 °C dimana akan memberikan kekuatan tarik 24,05 MPa dan modulus elastisitas 1,26 GPa dengan laju degradasi 10,22%. Sifat mekanik dari miniplat campuran PLA/pati sagu/PEG yang dihasilkan dari eksperimen masih belum cukup memenuhi standar untuk digunakan sebagai material implan khususnya implan *craniomaxillofacial* (CMF). Pemanfaatan pati sagu sebagai bahan pengisi (*filler*) pada produk miniplat berhasil membuktikan peningkatan nilai tambah produk pertanian dalam perannya di bidang medis.

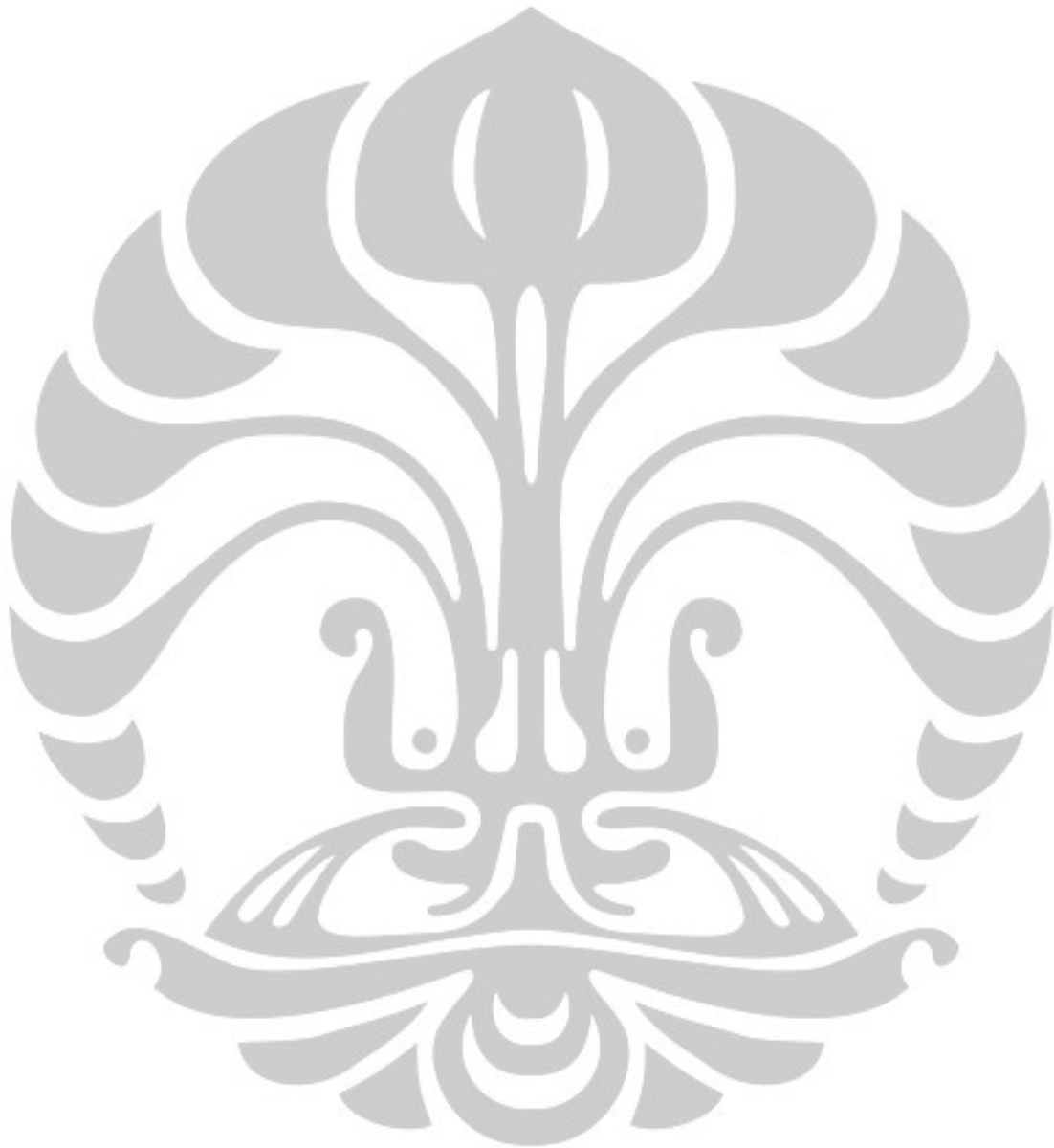
5.2. Saran

Berdasarkan hasil karakterisasi kekuatan tarik, kekuatan bending, dan modulus elastisitas dari miniplat campuran PLA/pati sagu dengan penambahan PEG 10% dan 20% menunjukkan sifat mekanik yang masih rendah bila dibandingkan dengan sifat mekanik miniplat produk komersial Inion[®] maupun terhadap sifat mekanik tulang kortikal. Untuk meningkatkan kemampuan mekanik miniplat perlu dilakukan studi lanjutan pencampuran menggunakan material dengan kemampuan yang sama dengan karakteristik tulang kortikal, seperti magnesium, maupun penambahan nanofiller berupa selulosa atau material keramik.

Perlu dilakukan pendalaman karakterisasi material campuran PLA/pati sagu terhadap kemampuan proses injection molding melalui pemodelan komposit dan pengujian *melt flow injection*. Untuk melihat karakteristik komposit yang dihasilkan perlu dilakukan pengujian rheologi material komposit dengan berbagai macam perlakuan sebelum dilakukan proses injection molding.

Untuk menampilkan profil perubahan kekuatan mekanik miniplat selama proses degradasi, perlu dilakukan eksperimen uji biodegradasi dengan pembebanan siklik (*cyclic loading*) selama pengujian. Selain itu untuk mengetahui variasi kemampuan laju biodegradasi dari miniplat dengan *filler* pati sagu maka perlu dilakukan eksperimen menggunakan beberapa jenis pati sagu dari varietas pohon sagu yang berbeda atau dengan jenis pati dari sumber tanaman yang berbeda misalnya jagung, singkong, dan gandum.

Perlu dilakukan studi lanjutan penambahan compatibilizer PEG dengan berat molekul lebih rendah pada campuran PLA/pati, sehingga diperoleh keseimbangan optimal dalam aspek kekuatan mekanis serta biodegradabilitas dari miniplate.



Daftar pustaka

- A, E. K. T. (2012). Evaluation of Canine Fracture Fixation Bone Plates. *Water Science and Technology*.
- Adawiyah, D. R., Sasaki, T., & Kohyama, K. (2013). Characterization of arenga starch in comparison with sago starch. *Carbohydrate Polymers*. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2012.12.014>
- Agazzi, A., Sobotka, V., Le Goff, R., Garcia, D., & Jarny, Y. (2010). A Methodology for the design of effective cooling system in injection moulding. *International Journal of Material Forming*. <https://doi.org/10.1007/s12289-010-0695-2>
- Ahmad, F. B., & Williams, P. A. (1998). Rheological Properties of Sago Starch. *Journal of Agricultural and Food Chemistry*. <https://doi.org/10.1021/jf980381o>
- Ahmad, F. B., Williams, P. A., Doublier, J. L., Durand, S., & Buleon, A. (1999). Physico-chemical characterisation of sago starch. *Carbohydrate Polymers*. [https://doi.org/10.1016/S0144-8617\(98\)00123-4](https://doi.org/10.1016/S0144-8617(98)00123-4)
- Ai, Y., & Jane, J. L. (2015). Gelatinization and rheological properties of starch. In *Starch/Staerke*. <https://doi.org/10.1002/star.201400201>
- Akrami, M., Ghasemi, I., Azizi, H., Karrabi, M., & Seyedabadi, M. (2016). A new approach in compatibilization of the poly(lactic acid)/thermoplastic starch (PLA/TPS) blends. *Carbohydrate Polymers*. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2016.02.035>
- Altan, M. (2010). Reducing shrinkage in injection moldings via the Taguchi, ANOVA and neural network methods. *Materials and Design*. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2009.06.049>
- Altpeter, H., Bevis, M. J., Gomes, M. E., Cunha, A. M., & Reis, R. L. (2003). Shear controlled orientation in injection moulding of starch based blends intended for medical applications. *Plastics, Rubber and Composites*. <https://doi.org/10.1179/146580103225001372>
- Anderson, K. S., Schreck, K. M., & Hillmyer, M. A. (2008). Toughening polylactide. *Polymer Reviews*. <https://doi.org/10.1080/15583720701834216>
- Athanasiou, K. A., Niederauer, G. G., & Agrawal, C. M. (1996). Sterilization, toxicity, biocompatibility and clinical applications of polylactic acid/polyglycolic acid copolymers. *Biomaterials*. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(96\)85754-1](https://doi.org/10.1016/0142-9612(96)85754-1)
- Auras, R., Lim, L. T., Selke, S. E. M., & Tsuji, H. (2010). Poly(Lactic Acid): Synthesis, Structures, Properties, Processing, and Applications. In *Poly(Lactic Acid): Synthesis, Structures, Properties, Processing, and Applications*. <https://doi.org/10.1002/9780470649848>
- Avérous, L., & Halley, P. J. (2009). Biocomposites based on plasticized starch. In *Biofuels, Bioproducts and Biorefining*. <https://doi.org/10.1002/bbb.135>
- Baiardo, M., Frisoni, G., Scandola, M., Rimelen, M., Lips, D., Ruffieux, K., & Wintermantel, E. (2003). Thermal and mechanical properties of plasticized poly(L-

- lactic acid). *Journal of Applied Polymer Science*. <https://doi.org/10.1002/app.12549>
- Bessho, K., Iizuka, T., & Murakami, K. I. (1997). A bioabsorbable poly-L-lactide miniplate and screw system for osteosynthesis in oral and maxillofacial surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. [https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(97\)90065-3](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(97)90065-3)
- Bhogade, A., Kannan, M., & Devanathan, S. (2020). Degradation kinetics study of Poly lactic acid(PLA) based biodegradable green composites. *Materials Today: Proceedings*, 24, 806–814. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.04.389>
- Bos, R. R. M., Rozema, F. R., Boering, G., Nijenhuis, A. J., Pennings, A. J., & Verwey, A. B. (1989). Bio-absorbable plates and screws for internal fixation of mandibular fractures. A study in six dogs. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. [https://doi.org/10.1016/S0901-5027\(89\)80035-9](https://doi.org/10.1016/S0901-5027(89)80035-9)
- Botanri, S., Setiadi, D., Guhardja, E., Qayim, I., & Prasetyo, L. B. (2011). STUDI EKOLOGI TUMBUHAN SAGU (*Metroxylon* spp) DALAM KOMUNITAS ALAMI DI PULAU SERAM, MALUKU. *Jurnal Penelitian Hutan Tanaman*. <https://doi.org/10.20886/jpht.2011.8.3.135-145>
- Carvalho, A. J. F. (2008). Starch: Major sources, properties and applications as thermoplastic materials. In *Monomers, Polymers and Composites from Renewable Resources*. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-045316-3.00015-6>
- Cooper-White, J. J., & Mackay, M. E. (1999). Rheological properties of poly(lactides). Effect of molecular weight and temperature on the viscoelasticity of poly(l-lactic acid). *Journal of Polymer Science, Part B: Polymer Physics*. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1099-0488\(19990801\)37:15<1803::AID-POLB5>3.0.CO;2-M](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-0488(19990801)37:15<1803::AID-POLB5>3.0.CO;2-M)
- Cordewener, F. W., Bos, R. R. M., Rozema, F. R., & Houtman, W. A. (1996). Poly(L-lactide) implants for repair of human orbital floor defects: Clinical and magnetic resonance imaging evaluation of long-term results. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. [https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(96\)90292-X](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(96)90292-X)
- Cygan, Z., Singh, M., & Seshadri, S. (2007). Additives for improving processing and properties of polylactic acid. *Annual Technical Conference - ANTEC, Conference Proceedings*.
- De Jong, W. H., Eelco Bergsma, J., Robinson, J. E., & Bos, R. R. M. (2005). Tissue response to partially in vitro predegraded poly-L-lactide implants. *Biomaterials*. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.06.026>
- Deng, Y. M., Zheng, D., Sun, B. S., & Zhong, H. D. (2008). Injection molding optimization for minimizing the defects of weld lines. *Polymer - Plastics Technology and Engineering*. <https://doi.org/10.1080/03602550802274555>
- Dimla, D. E., Camilotto, M., & Miani, F. (2005). Design and optimisation of conformal cooling channels in injection moulding tools. *Journal of Materials Processing Technology*. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2005.02.162>
- Drumright, R. E., Gruber, P. R., & Henton, D. E. (2000). Polylactic acid technology. *Advanced Materials*. [https://doi.org/10.1002/1521-4095\(200012\)12:23<1841::AID-ADMA1841>3.0.CO;2-E](https://doi.org/10.1002/1521-4095(200012)12:23<1841::AID-ADMA1841>3.0.CO;2-E)

- Dürselen, L., Hehl, G., Simmacher, M., Kinzl, L., & Claes, L. (2001). Augmentation of a ruptured posterior cruciate ligament provides normal knee joint stability during ligament healing. *Clinical Biomechanics*. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00086-3](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00086-3)
- Elias, C. N., Lima, J. H. C., Valiev, R., & Meyers, M. A. (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. In *JOM*. <https://doi.org/10.1007/s11837-008-0031-1>
- Ellis, D. I., & Goodacre, R. (2006). Metabolic fingerprinting in disease diagnosis: Biomedical applications of infrared and Raman spectroscopy. In *Analyst*. <https://doi.org/10.1039/b602376m>
- Eppley, B. L., Sadove, A. M., & Havlik, R. J. (1997). Resorbable plate fixation in pediatric craniofacial surgery. *Plastic and Reconstructive Surgery*. <https://doi.org/10.1097/00006534-199707000-00001>
- Fambri, L., & Migliaresi, C. (2010). Crystallization and Thermal Properties. In *Poly(Lactic Acid): Synthesis, Structures, Properties, Processing, and Applications*. <https://doi.org/10.1002/9780470649848.ch9>
- Fang, Q., & Hanna, M. A. (1999). Rheological properties of amorphous and semicrystalline polylactic acid polymers. *Industrial Crops and Products*. [https://doi.org/10.1016/S0926-6690\(99\)00009-6](https://doi.org/10.1016/S0926-6690(99)00009-6)
- Ferrarezi, M. M. F., de Oliveira Taipina, M., da Silva, L. C. E., & Gonçalves, M. do C. (2013). Poly(Ethylene Glycol) as a Compatibilizer for Poly(Lactic Acid)/Thermoplastic Starch Blends. *Journal of Polymers and the Environment*. <https://doi.org/10.1007/s10924-012-0480-z>
- Fifield, F. W., & Kealey, D. (1991). Principles and practice of analytical chemistry. *Analytica Chimica Acta*. [https://doi.org/10.1016/s0003-2670\(00\)82583-0](https://doi.org/10.1016/s0003-2670(00)82583-0)
- Fischer, J. M. (2012). Handbook of Molded Part Shrinkage and Warpage: Second Edition. In *Handbook of Molded Part Shrinkage and Warpage: Second Edition*. <https://doi.org/10.1016/C2011-0-06800-X>
- Gaba, S., Jindal, S., Sharma, P., & Bali, R. (2013). To evaluate the efficacy of biodegradable plating system for fixation of maxillofacial fractures: A prospective study. *National Journal of Maxillofacial Surgery*. <https://doi.org/10.4103/0975-5950.127645>
- Garlotta, D. (2001). A literature review of poly(lactic acid). *Journal of Polymers and the Environment*. <https://doi.org/10.1023/A:1020200822435>
- Guo, W., Mao, H., Li, B., & Guo, X. (2014). Influence of processing parameters on molding process in microcellular injection molding. *Procedia Engineering*. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2014.10.058>
- Haers, P. E., Suuronen, R., Lindqvist, C., & Sailer, H. (1998). Biodegradable polylactide plates and screws in orthognathic surgery: Technical note. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. [https://doi.org/10.1016/S1010-5182\(98\)80045-0](https://doi.org/10.1016/S1010-5182(98)80045-0)
- Haim Zada, M., Kumar, A., Elmalak, O., Markovitz, E., Icekson, R., & Domb, A. J. (2020). In vitro and in vivo degradation behavior and the long-term performance of biodegradable PLCL balloon implants. *International Journal of Pharmaceutics*. <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2019.118870>

- Hammer, C. F. (1978). Chapter 17 – Polymeric Plasticizers. In *Polymer Blends*. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-546802-2.50013-0>
- Harris, A. M., & Lee, E. C. (2008). Improving mechanical performance of injection molded PLA by controlling crystallinity. *Journal of Applied Polymer Science*. <https://doi.org/10.1002/app.27261>
- Henton, D. E., Gruber, P., Lunt, J., & Randall, J. (2005). Polylactic acid technology. In *Natural Fibers, Biopolymers, and Biocomposites*. [https://doi.org/10.1002/1521-4095\(200012\)12:23<1841::aid-adma1841>3.3.co;2-5](https://doi.org/10.1002/1521-4095(200012)12:23<1841::aid-adma1841>3.3.co;2-5)
- Herrera, N., Mathew, A. P., & Oksman, K. (2015). Plasticized polylactic acid/cellulose nanocomposites prepared using melt-extrusion and liquid feeding: Mechanical, thermal and optical properties. *Composites Science and Technology*. <https://doi.org/10.1016/j.compscitech.2014.11.012>
- Huneault, M. A., & Li, H. (2007). Morphology and properties of compatibilized polylactide/thermoplastic starch blends. *Polymer*. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2006.11.023>
- Jacobsen, S., & Fritz, H. G. (1996). Filling of poly(lactic acid) with native starch. *Polymer Engineering and Science*. <https://doi.org/10.1002/pen.10680>
- Jacobsen, S., & Fritz, H. G. (1999). Plasticizing polylactide - the effect of different plasticizers on the mechanical properties. *Polymer Engineering and Science*. <https://doi.org/10.1002/pen.11517>
- Jading, A., Tethool, E., Payung, P., & Gultom, S. (2011). KARAKTERISTIK FISIKOKIMIA PATI SAGU HASIL PENERINGAN SECARA FLUIDISASI MENGGUNAKAN ALAT PENERING CROSS FLOW FLUIDIZED BED BERTENAGA SURYA DAN BIOMASSA. *Reaktor*. <https://doi.org/10.14710/reaktor.13.3.155-164>
- Jang, W. Y., Shin, B. Y., Lee, T. J., & Narayan, R. (2007). Thermal properties and morphology of biodegradable PLA/starch compatibilized blends. *Journal of Industrial and Engineering Chemistry*.
- Kallela, I., Iizuka, T., Salo, A., & Lindqvist, C. (1999). Lag-screw fixation of anterior mandibular fractures using biodegradable polylactide screws: A preliminary report. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. [https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(99\)90220-3](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(99)90220-3)
- Kamal, M. R., Isayev, A. I., & Liu, S.-J. (2009). Injection molding: technology and fundamentals. In *Progress in polymer processing*.
- Kanno, T., Sukegawa, S., Furuki, Y., Nariai, Y., & Sekine, J. (2018). Overview of innovative advances in bioresorbable plate systems for oral and maxillofacial surgery. In *Japanese Dental Science Review*. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2018.03.003>
- Karagoz, S., & Ozkoc, G. (2013). Effects of a diisocyanate compatibilizer on the properties of citric acid modified thermoplastic starch/poly(lactic acid) blends. *Polymer Engineering and Science*. <https://doi.org/10.1002/pen.23478>
- Ke, T., & Sun, X. S. (2003). Thermal and mechanical properties of poly(lactic acid)/starch/methylenediphenyl diisocyanate blending with triethyl citrate. *Journal*

of *Applied Polymer Science*. <https://doi.org/10.1002/app.12112>

- Khoshooee, N., & Coates, P. D. (1998). Application of the Taguchi method for consistent polymer melt production in injection moulding. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*. <https://doi.org/10.1243/0954405981515888>
- Kim, C. H., Kim, D. W., & Cho, K. Y. (2009). The influence of PEG molecular weight on the structural changes of corn starch in a starch/PEG blend. *Polymer Bulletin*. <https://doi.org/10.1007/s00289-009-0065-8>
- Kim, S. H., Chin, I. J., Yoon, J. S., Kim, S. H., & Jung, J. S. (1998). Mechanical properties of biodegradable blends of poly(L-lactic acid) and starch. *Korea Polymer Journal*.
- Koh, J. J., Zhang, X., & He, C. (2018). Fully biodegradable Poly(lactic acid)/Starch blends: A review of toughening strategies. In *International Journal of Biological Macromolecules*. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2017.12.048>
- Koning, C., Van Duin, M., Pagnouille, C., & Jerome, R. (1998). Strategies for compatibilization of polymer blends. In *Progress in Polymer Science (Oxford)*. [https://doi.org/10.1016/S0079-6700\(97\)00054-3](https://doi.org/10.1016/S0079-6700(97)00054-3)
- Kopinke, F. D., Remmler, M., Mackenzie, K., Möder, M., & Wachsen, O. (1996). Thermal decomposition of biodegradable polyesters - II. Poly(lactic acid). *Polymer Degradation and Stability*. [https://doi.org/10.1016/0141-3910\(96\)00102-4](https://doi.org/10.1016/0141-3910(96)00102-4)
- Kulinski, Z., & Piorkowska, E. (2005). Crystallization, structure and properties of plasticized poly(L-lactide). *Polymer*. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2005.07.101>
- Kulkarni, R. K., Pani, K. C., Neuman, C., & Leonard, F. (1966). Polylactic Acid for Surgical Implants. *Archives of Surgery*. <https://doi.org/10.1001/archsurg.1966.01330050143023>
- L.I. Yuniarti, Hutomo Gatot S., & Abdul Rahim. (2014). Karakterisasi dan Bioplastik Berbasis Pati Sagu (Metroxylon SP). *Argotekbis*.
- Lasprilla, A. J. R., Martinez, G. A. R., Lunelli, B. H., Jardini, A. L., & Filho, R. M. (2012). Poly-lactic acid synthesis for application in biomedical devices - A review. In *Biotechnology Advances*. <https://doi.org/10.1016/j.biotechadv.2011.06.019>
- Lehermeier, H. J., & Dorgan, J. R. (2001). Melt rheology of poly(lactic acid): Consequences of blending chain architectures. *Polymer Engineering and Science*. <https://doi.org/10.1002/pen.10912>
- Li, D., Jiang, Y., Lv, S., Liu, X., Gu, J., Chen, Q., & Zhang, Y. (2018). Preparation of plasticized poly (lactic acid) and its influence on the properties of composite materials. *PLoS ONE*. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0193520>
- Li, J., Qin, L., Yang, K., Ma, Z., Wang, Y., Cheng, L., & Zhao, D. (2020). Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review. In *Journal of Materials Science and Technology*. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2019.07.024>
- Lim, L. T., Auras, R., & Rubino, M. (2008). Processing technologies for poly(lactic acid). In *Progress in Polymer Science (Oxford)*. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2008.05.004>
- Liu, H., & Zhang, J. (2011). Research progress in toughening modification of poly(lactic

- acid). In *Journal of Polymer Science, Part B: Polymer Physics*. <https://doi.org/10.1002/polb.22283>
- Ljungberg, N., & Wesslén, B. (2002). The effects of plasticizers on the dynamic mechanical and thermal properties of poly(lactic acid). *Journal of Applied Polymer Science*. <https://doi.org/10.1002/app.11077>
- Lu, D. R., Xiao, C. M., & Xu, S. J. (2009). Starch-based completely biodegradable polymer materials. *Express Polymer Letters*. <https://doi.org/10.3144/expresspolymlett.2009.46>
- Lucas, N., Bienaime, C., Belloy, C., Queneudec, M., Silvestre, F., & Nava-Saucedo, J. E. (2008). Polymer biodegradation: Mechanisms and estimation techniques - A review. In *Chemosphere*. <https://doi.org/10.1016/j.chemosphere.2008.06.064>
- Lundgren, D., Nyman, S., Mathisen, T., Isaksson, S., & Klinge, B. (1992). Guided bone regeneration of cranial defects, using biodegradable barriers: an experimental pilot study in the rabbit. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. [https://doi.org/10.1016/S1010-5182\(05\)80438-X](https://doi.org/10.1016/S1010-5182(05)80438-X)
- Madhavan Nampoothiri, K., Nair, N. R., & John, R. P. (2010). An overview of the recent developments in polylactide (PLA) research. In *Bioresource Technology*. <https://doi.org/10.1016/j.biortech.2010.05.092>
- Malloy, R. A. (2010). Plastic part design for injection molding: An introduction: Second edition. In *Plastic Part Design for Injection Molding: An Introduction: Second Edition*. <https://doi.org/10.3139/9783446433748>
- Malloy, R. A., & Malloy, R. A. (2010). Plastic Part Design for Injection Molding. In *Plastic Part Design for Injection Molding*. <https://doi.org/10.3139/9783446433748.fm>
- Martin, O. A. (2001). Plasticization and properties of biodegradable multiphase systems polymer. *Poly(Lactic Acid)*.
- Mascia, L., & Xanthos, M. (1992). An overview of additives and modifiers for polymer blends: Facts, deductions, and uncertainties. *Advances in Polymer Technology*. <https://doi.org/10.1002/adv.1992.060110402>
- Mcclatchey, W., Manner, H. I., & Elevitch, C. R. (2004). Metroxylon species (Sago palm). *Species Profiles for Pacific Island Agroforestry*.
- Melo, L. P. De, Salmoria, G. V., Fancello, E. A., & Roesler, C. R. D. M. (2017). Effect of Injection Molding Melt Temperatures on PLGA Craniofacial Plate Properties during in Vitro Degradation. *International Journal of Biomaterials*. <https://doi.org/10.1155/2017/1256537>
- Muller, J., González-Martínez, C., & Chiralt, A. (2017). Combination Of Poly(lactic) acid and starch for biodegradable food packaging. In *Materials*. <https://doi.org/10.3390/ma10080952>
- Nair, L. S., & Laurencin, C. T. (2007). Biodegradable polymers as biomaterials. In *Progress in Polymer Science (Oxford)*. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2007.05.017>
- Ning, W., Jiugao, Y., & Xiaofei, M. (2007). Preparation and characterization of

- thermoplastic starch/PLA blends by one-step reactive extrusion. *Polymer International*. <https://doi.org/10.1002/pi>
- Ozcelik, B., & Erzurumlu, T. (2006). Comparison of the warpage optimization in the plastic injection molding using ANOVA, neural network model and genetic algorithm. *Journal of Materials Processing Technology*. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2005.04.120>
- Ozcelik, Babur, Ozbay, A., & Demirbas, E. (2010). Influence of injection parameters and mold materials on mechanical properties of ABS in plastic injection molding. *International Communications in Heat and Mass Transfer*. <https://doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2010.07.001>
- Palade, L. I., Lehermeier, H. J., & Dorgan, J. R. (2001). Melt rheology of high L-content poly(lactic acid). *Macromolecules*. <https://doi.org/10.1021/ma001173b>
- Park, J. W., Im, S. S., Kim, S. H., & Kim, Y. H. (2000). Biodegradable polymer blends of poly(L-lactic acid) and gelatinized starch. *Polymer Engineering and Science*. <https://doi.org/10.1002/pen.11384>
- Park, Y.-W. (2015). Bioabsorbable osteofixation for orthognathic surgery. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*. <https://doi.org/10.1186/s40902-015-0003-7>
- Perego, G., Cella, G. D., & Bastioli, C. (1996). Effect of molecular weight and crystallinity on poly(lactic acid) mechanical properties. *Journal of Applied Polymer Science*. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4628\(19960103\)59:1<37::aid-app6>3.0.co;2-n](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4628(19960103)59:1<37::aid-app6>3.0.co;2-n)
- Pillin, I., Montrelay, N., Bourmaud, A., & Grohens, Y. (2008). Effect of thermo-mechanical cycles on the physico-chemical properties of poly(lactic acid). *Polymer Degradation and Stability*. <https://doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2007.12.005>
- Pirc, N., Schmidt, F., Mongeau, M., Bugarin, F., & Chinesta, F. (2009). Optimization of 3D cooling channels in injection molding using drbem and model reduction. *International Journal of Material Forming*. <https://doi.org/10.1007/s12289-009-0598-2>
- Prachayawarakorn, J., Ruttanabus, P., & Boonsom, P. (2011). Effect of Cotton Fiber Contents and Lengths on Properties of Thermoplastic Starch Composites Prepared from Rice and Waxy Rice Starches. *Journal of Polymers and the Environment*. <https://doi.org/10.1007/s10924-010-0273-1>
- Purnama, E. (2006). Pengaruh suhu reaksi terhadap derajat kristalinitas dan komposisi hidroksiapatit dibuat dengan media air dan cairan tubuh buatan (Synthetic Body Fluid). *Indonesian Journal of Materials Science*.
- Rahim, A., & Musta, R. (2019). Pengaruh Penambahan Tepung Tapioka Pada Pati Ubi Kayu (*Manihot esculenta*) Terhadap Pembuatan Plastik Biodegradable dan Karakterisasinya. *IJCA (Indonesian Journal of Chemical Analysis)*. <https://doi.org/10.20885/ijca.vol2.iss2.art4>
- Rahmat, A. R., Rahman, W. A. W. A., Sin, L. T., & Yussuf, A. A. (2009). Approaches to improve compatibility of starch filled polymer system: A review. In *Materials Science and Engineering C*. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2009.06.009>
- Rasal, R. M., Janorkar, A. V., & Hirt, D. E. (2010). Poly(lactic acid) modifications. In

- Rogovina, S. Z., & Aleksanyan, K. V. (2019). Biodegradable Composites Based on Polylactide and Starch. *Fibre Chemistry*. <https://doi.org/10.1007/s10692-019-10068-7>
- Rogovina, Svetlana Z., Aleksanyan, K. V., Loginova, A. A., Ivanushkina, N. E., Vladimirov, L. V., Prut, E. V., & Berlin, A. A. (2018). Influence of PEG on Mechanical Properties and Biodegradability of Composites Based on PLA and Starch. *Starch/Staerke*. <https://doi.org/10.1002/star.201700268>
- Rokkanen, P., Böstman, O., Vainionpää, S., Mäkelä, E. A., Hirvensalo, E., Partio, E. K., Vihtonen, K., Pätäälä, H., & Törmälä, P. (1996). Absorbable devices in the fixation of fractures. *Journal of Trauma - Injury, Infection and Critical Care*. <https://doi.org/10.1097/00005373-199603001-00027>
- Rosato, D. V., Rosato, D. V., & Rosato, M. G. (2000a). Molding Materials. In *Injection Molding Handbook*. https://doi.org/10.1007/978-1-4615-4597-2_6
- Rosato, D. V., Rosato, D. V., & Rosato, M. G. (2000b). The Complete Injection Molding Process. In *Injection Molding Handbook*. https://doi.org/10.1007/978-1-4615-4597-2_1
- Ruedi, T. P., Buckley, R. E., & Moran, C. G. (2007). AO Principles of Fracture Management. second expanded ed. *Thieme*.
- Saeidlou, S., Huneault, M. A., Li, H., & Park, C. B. (2013). Effect of nucleation and plasticization on the stereocomplex formation between enantiomeric poly(lactic acid)s. *Polymer*. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2013.08.031>
- Sagu: Potensi Besar Pertanian Indonesia. (2015). *Iptek Tanaman Pangan*.
- Schwach, E., & Avérous, L. (2004). Starch-based biodegradable blends: Morphology and interface properties. *Polymer International*. <https://doi.org/10.1002/pi.1636>
- Shen, C., Wang, L., Cao, W., & Qian, L. (2007). Investigation of the effect of molding variables on sink marks of plastic injection molded parts using Taguchi DOE technique. *Polymer - Plastics Technology and Engineering*. <https://doi.org/10.1080/03602550601152887>
- Shin, B. Y., Jang, S. H., & Kim, B. S. (2011). Thermal, morphological, and mechanical properties of biobased and biodegradable blends of poly(lactic acid) and chemically modified thermoplastic starch. *Polymer Engineering and Science*. <https://doi.org/10.1002/pen.21896>
- Sin, L. T., Rahmat, A. R., & Rahman, W. A. W. A. (2013). Rheological Properties of Poly(lactic Acid). In *Poly(lactic Acid)*. <https://doi.org/10.1016/b978-1-4377-4459-0.00006-8>
- Stiffler, K. S. (2004). Internal fracture fixation. *Clinical Techniques in Small Animal Practice*. <https://doi.org/10.1053/j.ctsap.2004.09.002>
- Sukegawa, S., Kanno, T., Nagano, D., Shibata, A., Sukegawa-Takahashi, Y., & Furuki, Y. (2016). The Clinical Feasibility of Newly Developed Thin Flat-Type Bioresorbable Osteosynthesis Devices for the Internal Fixation of Zygomatic

Fractures: Is There a Difference in Healing Between Bioresorbable Materials and Titanium Osteosynthesis? *The Journal of Craniofacial Surgery*. <https://doi.org/10.1097/SCS.0000000000003147>

- Suuronen, R., Pohjonen, T., Wessman, L., Törmälä, P., & Vainionpää, S. (1992). New generation biodegradable plate for fracture fixation: Comparison of bending strengths of mandibular osteotomies fixed with absorbable self-reinforced multi-layer poly-l-lactide plates and metallic plates - an experimental study in sheep. *Clinical Materials*. [https://doi.org/10.1016/0267-6605\(92\)90052-U](https://doi.org/10.1016/0267-6605(92)90052-U)
- Suzuki, S., & Ikada, Y. (2010). Medical Applications. In *Poly(Lactic Acid): Synthesis, Structures, Properties, Processing, and Applications*. <https://doi.org/10.1002/9780470649848.ch27>
- Tabilo-Munizaga, G., & Barbosa-Cánovas, G. V. (2005). Rheology for the food industry. *Journal of Food Engineering*. <https://doi.org/10.1016/j.jfoodeng.2004.05.062>
- Tachaphiboonsap, S., & Jarukumjorn, K. (2013). Toughness and compatibility improvement of thermoplastic starch/Poly(lactic acid) blends. *Advanced Materials Research*. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.747.67>
- Tams, J., Rozema, F. R., Bos, R. R. M., Roodenburg, J. L. N., Nikkels, P. G. J., & Vermey, A. (1996). Poly(L-lactide) bone plates and screws for internal fixation of mandibular swing osteotomies. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. [https://doi.org/10.1016/S0901-5027\(96\)80006-3](https://doi.org/10.1016/S0901-5027(96)80006-3)
- Tang, S. H., Kong, Y. M., Sapuan, S. M., Samin, R., & Sulaiman, S. (2006). Design and thermal analysis of plastic injection mould. *Journal of Materials Processing Technology*. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2005.06.075>
- Tanoue, S., Hasook, A., Iemoto, Y., & Unryu, T. (2006). Preparation of poly(lactic acid)/poly(ethylene glycol)/ organoclay nanocomposites by melt compounding. *Polymer Composites*. <https://doi.org/10.1002/pc.20174>
- Tawakkal, I. S. M. A., Cran, M. J., & Bigger, S. W. (2018). The influence of chemically treated natural fibers in poly(lactic acid) composites containing thymol. *Polymer Composites*. <https://doi.org/10.1002/pc.24062>
- Thuwall, M., Boldizar, A., & Rigdahl, M. (2006). Extrusion processing of high amylose potato starch materials. *Carbohydrate Polymers*. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2006.01.033>
- Tirta, P., Indrianti, N., & Ekafitri, R. (2013). Potensi Tanaman Sagu { Metroxylon sp .) dalam Mendukung Ketahanan Pangan di Indonesia Potential of Sago Plant (Metroxylon sp .) to Support Food Security in Indonesia. *Pangan*.
- Tsoi, H. P., & Gao, F. (1999). Control of injection velocity using a fuzzy logic rule-based controller for thermoplastics injection molding. *Polymer Engineering and Science*. <https://doi.org/10.1002/pen.11392>
- Urayama, H., Kanamori, T., & Kimura, Y. (2002). Properties and biodegradability of polymer blends of poly(L-lactide)s with different optical purity of the lactate units. *Macromolecular Materials and Engineering*. [https://doi.org/10.1002/1439-2054\(20020201\)287:2<116::AID-MAME116>3.0.CO;2-Z](https://doi.org/10.1002/1439-2054(20020201)287:2<116::AID-MAME116>3.0.CO;2-Z)
- Utracki, L. A. (2002). Compatibilization of polymer blends. In *Canadian Journal of*

Chemical Engineering. <https://doi.org/10.1002/cjce.5450800601>

- Vink, E. T. H., Davies, S., & Kolstad, J. J. (2010). The eco-profile for current Ingeo® polylactide production. *Industrial Biotechnology*. <https://doi.org/10.1089/ind.2010.6.212>
- Wang, J., Zhai, W., & Zheng, W. (2012). Poly(Ethylene Glycol) Grafted Starch Introducing a Novel Interphase in Poly(Lactic Acid)/Poly(Ethylene Glycol)/Starch Ternary Composites. *Journal of Polymers and the Environment*. <https://doi.org/10.1007/s10924-012-0416-7>
- Wang, S., Li, C., Copeland, L., Niu, Q., & Wang, S. (2015). Starch Retrogradation: A Comprehensive Review. *Comprehensive Reviews in Food Science and Food Safety*. <https://doi.org/10.1111/1541-4337.12143>
- Whelan, A. (1982). Injection Moulding Materials. In *Injection Moulding Materials*. <https://doi.org/10.1007/978-94-009-7358-9>
- Wu, D., Li, H., Lu, Y., Zhou, A., Cao, Z., & Liu, C. (2017). Preparation and Properties of Poly(lactic acid) Plasticized by Poly(ethylene glycol) with Different Molecular Weight. *Gaofenzi Cailiao Kexue Yu Gongcheng/Polymeric Materials Science and Engineering*. <https://doi.org/10.16865/j.cnki.1000-7555.2017.05.027>
- Xiao, L., Wang, B., Yang, G., & Gauthier, M. (2012). Poly(Lactic Acid)-Based Biomaterials: Synthesis, Modification and Applications. In *Biomedical Science, Engineering and Technology*. <https://doi.org/10.5772/23927>
- Xiong, Z., Dai, X., Zhang, R., Tang, Z., Na, H., & Zhu, J. (2014). Preparation of biobased monofunctional compatibilizer from cardanol to fabricate polylactide/starch blends with superior tensile properties. *Industrial and Engineering Chemistry Research*. <https://doi.org/10.1021/ie500844m>
- Yang, Y., Tang, Z., Xiong, Z., & Zhu, J. (2015). Preparation and characterization of thermoplastic starches and their blends with poly(lactic acid). *International Journal of Biological Macromolecules*. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2015.03.053>
- Yen, C., Lin, J. C., Li, W., & Huang, M. F. (2006). An abductive neural network approach to the design of runner dimensions for the minimization of wrappage in injection mouldings. *Journal of Materials Processing Technology*. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2005.02.153>
- Yerit, K. C., Hainich, S., Enislidis, G., Turhani, D., Klug, C., Wittwer, G., Öckher, M., Undt, G., Kermer, C., Watzinger, F., & Ewers, R. (2005). Biodegradable fixation of mandibular fractures in children: Stability and early results. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2004.11.013>
- Yew, G. H., Mohd Yusof, A. M., Mohd Ishak, Z. A., & Ishiaku, U. S. (2005). Water absorption and enzymatic degradation of poly(lactic acid)/rice starch composites. *Polymer Degradation and Stability*. <https://doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2005.04.006>
- Yin, H., Yu, S., Casey, P. S., & Chow, G. M. (2010). Synthesis and properties of poly(D,L-lactide) drug carrier with maghemite nanoparticles. *Materials Science and Engineering C*. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2010.02.013>

- Yiu, P. H., Loh, S. L., Rajan, A., Wong, S. C., & Bong, C. F. J. (2008). Physiochemical properties of sago starch modified by acid treatment in alcohol. *American Journal of Applied Sciences*. <https://doi.org/10.3844/ajassp.2008.307.311>
- Yu, L., Petinakis, S., Dean, K., Bilyk, A., & Wu, D. (2007). Green polymeric blends and composites from renewable resources. *Macromolecular Symposia*. <https://doi.org/10.1002/masy.200750432>
- Yu, Y., Cheng, Y., Ren, J., Cao, E., Fu, X., & Guo, W. (2015). Plasticizing effect of poly(ethylene glycol)s with different molecular weights in poly(lactic acid)/starch blends. *Journal of Applied Polymer Science*. <https://doi.org/10.1002/app.41808>
- Zhao, P., Zhou, H., Li, Y., & Li, D. (2010). Process parameters optimization of injection molding using a fast strip analysis as a surrogate model. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. <https://doi.org/10.1007/s00170-009-2435-7>
- Zhao, X., Hu, H., Wang, X., Yu, X., Zhou, W., & Peng, S. (2020). Super tough poly(lactic acid) blends: A comprehensive review. In *RSC Advances*. <https://doi.org/10.1039/d0ra01801e>
- Zhao, Y., Liang, H., Zhang, S., Qu, S., Jiang, Y., & Chen, M. (2020). Effects of magnesium oxide (MgO) shapes on in vitro and in vivo degradation behaviors of PLA/MgO composites in long term. *Polymers*. <https://doi.org/10.3390/POLYM12051074>
- Zhou, H. (2013). Computer Modeling for Injection Molding: Simulation, Optimization, and Control. In *Computer Modeling for Injection Molding: Simulation, Optimization, and Control*. <https://doi.org/10.1002/9781118444887>

Lampiran 1. Statistik Tanaman Sagu Indonesia
Luas Areal Sagu Menurut Provinsi di Indonesia, 2015 - 2019
Sago Area by Province in Indonesia, 2015 - 2019

No.	Provinsi/Province	Tahun					Pertumbuhan/ Growth 2017 over 2016 (%)
		2015	2016	2017	2018*)	2019**)	
1	Aceh	6,966	7,327	6,946	6,915	6,923	-5.21
2	Sumatera Utara	-	-	-	-	-	-
3	Sumatera Barat	-	-	-	-	-	-
4	Riau	83,691	72,445	73,587	73,687	74,288	1.58
5	Kepulauan Riau	5,589	5,679	5,931	6,072	6,376	4.44
6	Jambi	-	-	-	-	-	-
7	Sumatera Selatan	-	-	-	-	-	-
8	Kepulauan Bangka Belitung	-	-	-	-	-	-
9	Bengkulu	-	-	-	-	-	-
10	Lampung	-	-	-	-	-	-
11	DKI Jakarta	-	-	-	-	-	-
12	Jawa Barat	-	-	-	-	-	-
13	Banten	-	-	-	-	-	-
14	Jawa Tengah	-	-	-	-	-	-
15	DI. Yogyakarta	-	-	-	-	-	-
16	Jawa Timur	-	-	-	-	-	-
17	Bali	-	-	-	-	-	-
18	Nusa Tenggara Barat	-	-	-	-	-	-
19	Nusa Tenggara Timur	-	-	-	-	-	-
20	Kalimantan Barat	1,054	1,742	1,742	1,742	1,742	0.00
21	Kalimantan Tengah	-	-	-	-	-	-
22	Kalimantan Selatan	6,579	6,515	6,511	6,750	6,759	-0.06
23	Kalimantan Timur	25	26	27	27	27	3.85
24	Kalimantan Utara	-	-	-	-	-	-
25	Sulawesi Utara	-	-	742	1,650	1,650	-
26	Gorontalo	-	-	-	-	-	-
27	Sulawesi Tengah	5,328	5,309	4,470	4,494	4,493	-15.79
28	Sulawesi Selatan	3,896	3,872	3,836	3,836	3,844	-0.93
29	Sulawesi Barat	1,682	861	1,230	1,213	1,210	42.84
30	Sulawesi Tenggara	4,572	4,624	4,480	4,525	4,570	-3.10
31	Maluku	36,723	36,549	36,478	36,478	41,496	-0.19
32	Maluku Utara	3,293	3,393	3,393	3,476	3,645	0.00
33	Papua	35,260	35,395	155,675	155,675	155,675	339.82
34	Papua Barat	1,757	1,757	1,757	2,442	2,542	0.00
Indonesia		196,415	185,494	306,805	308,981	315,240	65.40

Sumber : Direktorat Jenderal Perkebunan

Source : Directorate General of Estate

Keterangan : *) Angka Sementara

**) Angka Estimasi

-) Data tidak tersedia

Note : *) Preliminary figure

**) Estimation figure

-) Data not available

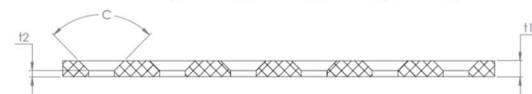
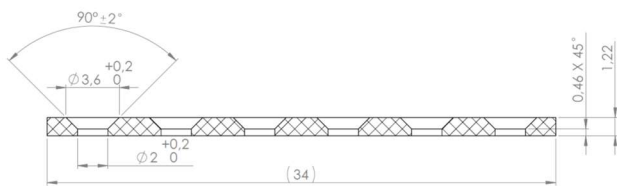
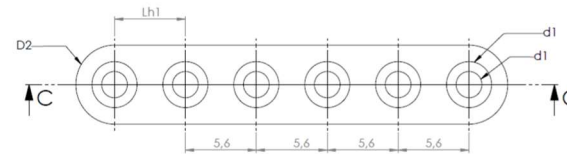
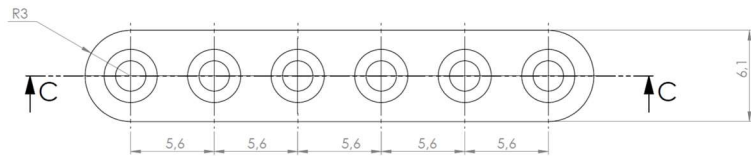
Lampiran 2. Tabel Bobot Rata-Rata Bone Plate 6 Hole

Parameter	dimension	Desain	Toleransi	SPLA0						SPLA10					
				A	B	C	D	E	AVG	A	B	C	D	E	AVG
Inner hole diameter 1 (d1)	mm	2,00	+0,2	2,01	2,01	2,00	2,01	1,99	2,00	2,02	2,01	2,01	2,00	2,00	2,01
Inner hole diameter 2 (d2)	mm	3,60	+0,2	3,76	3,64	3,76	3,68	3,68	3,70	3,68	3,76	3,76	3,64	3,76	3,72
Outer edge diameter (D2)	mm	6,00	-	5,97	5,99	5,98	5,98	5,98	5,98	5,98	5,99	5,98	5,99	5,98	5,98
Thickness (t1)	mm	1,20	-	1,19	1,20	1,18	1,20	1,20	1,19	1,20	1,19	1,19	1,19	1,18	1,19
Inner chamfer thickness (t2)	mm	0,46	-	0,37	0,38	0,37	0,39	0,38	0,38	0,37	0,39	0,39	0,38	0,38	0,38
Inner chamfer radius (C)	deg.	90	± 2	89,73	89,89	89,87	89,88	89,91	89,86	89,90	89,87	89,90	89,89	89,88	89,89
Distance between holes (Lh1)	mm	5,60	-	5,49	5,52	5,53	5,49	5,51	5,51	5,52	5,52	5,53	5,50	5,56	5,53
Weight (W)	mg	260		255	255	256	256	256	255,60	255	255	256	257	255	255,60

Parameter	Dimen sion	Desain	Toleransi	SPLA20						SPLA30						SPLA40					
				A	B	C	D	E	AVG	A	B	C	D	E	AVG	A	B	C	D	E	AVG
Inner hole diameter 1 (d1)	mm	2,00	+0,2	1,99	2,01	2,00	2,02	2,02	2,01	2,01	2,01	2,00	2,01	2,01	2,01	1,99	2,02	2,00	2,02	2,01	2,01
Inner hole diameter 2 (d2)	mm	3,60	+0,2	3,68	3,67	3,72	3,68	3,64	3,68	3,67	3,72	3,68	3,65	3,72	3,69	3,68	3,67	3,68	3,70	3,68	3,68
Outer edge diameter (D2)	mm	6,00	-	5,98	5,97	5,98	5,99	5,98	5,98	5,99	5,97	5,98	5,99	5,97	5,98	5,99	5,98	5,98	5,97	5,97	5,98
Thickness (t1)	mm	1,20	-	1,19	1,18	1,2	1,2	1,19	1,19	1,20	1,19	1,19	1,18	1,18	1,19	1,19	1,19	1,20	1,20	1,19	1,19
Inner chamfer thickness (t2)	mm	0,46	-	0,37	0,39	0,39	0,38	0,37	0,38	0,37	0,38	0,38	0,39	0,37	0,38	0,38	0,39	0,39	0,38	0,38	0,38
Inner chamfer radius (C)	deg.	90	± 2	89,88	89,90	89,73	89,87	89,90	89,86	89,90	89,89	90,00	90,00	90,10	89,98	89,90	89,87	89,90	89,78	89,90	89,87
Distance between holes (Lh1)	mm	5,60	-	5,51	5,53	5,53	5,53	5,54	5,53	5,52	5,53	5,52	5,49	5,52	5,52	5,53	5,53	5,54	5,52	5,51	5,53
Weight (W)	mg	260		255	259	256	256	257	256,60	256,00	256,00	259,00	256,00	256,00	256,60	256,00	256,00	258,00	255,00	256,00	256,20

Lampiran 3. (lanjutan)

Parameter	dimension	Desain	Toleransi	SPLA50						Avg of all speciment	STDEV	Gap Desain	Judgment (OK/NOT OK)
				A	B	C	D	E	AVG				
Inner hole diameter 1 (d1)	mm	2,00	+0,2	2,01	2,02	2,00	2,00	2,01	2,01	2,01	0,01	0,007	OK
Inner hole diameter 2 (d2)	mm	3,60	+0,2	3,68	3,67	3,70	3,68	3,63	3,67	3,70	0,05	0,101	OK
Outer edge diameter (D2)	mm	6,00	-	5,98	5,97	5,98	5,97	5,98	5,98	5,98	0,01	0,019	OK
Thickness (t1)	mm	1,20	-	1,18	1,19	1,19	1,20	1,20	1,19	1,19	0,01	0,008	OK
Inner chamfer thickness (t2)	mm	0,46	-	0,38	0,39	0,38	0,37	0,39	0,38	0,38	0,01	0,080	OK
Inner chamfer radius (C)	deg.	90	± 2	89,91	89,90	89,90	89,90	89,76	89,87	89,87	0,06	0,133	OK
Distance between holes (Lh1)	mm	5,60	-	5,54	5,51	5,53	5,53	5,53	5,528	5,52	0,02	0,079	OK
Weight (W)	mg	260		255,00	262,00	256,00	258,00	256,00	257,40	255,93	1,10	4,067	



SECTION C-C
SCALE 5:1

Lampiran 4. Tabel Hasil Uji Tarik Sampel Bone Plate Pada Berbagai Variasi Campuran Pati

SAMPLE		Thickness	Width	Area	Ultimate Force	Ultimate Stress	Modulus of Elasticity	Elongation at Break
		(mm)	(mm)	(mm ²)	(N)	(MPa)	(GPa)	(%)
SPLA0	1	1,2	3,63	4,36	169	38,9	2,89	3,33
(0% starch)	2	1,2	3,63	4,36	165	37,9	6,98	3,44
	3	1,2	3,63	4,36	166	38,0	2,84	3,21
AVERAGE					166,67	38,27	4,24	3,33
STDEV					2,08	0,55	2,38	0,12
SPLA10	1	1,2	3,63	4,36	135	31,0	2,60	2,21
(10% starch)	2	1,2	3,63	4,36	126	29,0	2,92	2,56
	3	1,2	3,63	4,36	143	32,8	2,28	3,82
AVERAGE					134,67	30,93	2,60	2,86
STDEV					8,50	1,90	0,32	0,85
SPLA20	1	1,2	3,63	4,36	115	26,3	3,01	2,66
(20% starch)	2	1,2	3,63	4,36	113	25,9	5,61	2,39
	3	1,2	3,63	4,36	121	27,7	2,88	2,25
AVERAGE					116,33	26,63	3,83	2,43
STDEV					4,16	0,95	1,54	0,21
SPLA30	1	1,2	3,63	4,36	49,9	11,5	2,65	1,25
(30% starch)	2	1,2	3,63	4,36	49,8	11,4	2,64	1,21
	3	1,2	3,63	4,36	49,3	11,3	1,32	1,34
AVERAGE					49,67	11,40	2,20	1,27
STDEV					0,32	0,10	0,77	0,07
SPLA40	1	1,2	3,63	4,36	40,6	9,31	1,20	0,895
(40% starch)	2	1,2	3,63	4,36	45,1	10,3	1,90	0,756
	3	1,2	3,63	4,36	37,3	8,57	0,82	0,988
AVERAGE					41,00	9,39	1,31	0,88
STDEV					3,92	0,87	0,55	0,12
SPLA50	1	1,2	3,63	4,36	28,6	6,58	0,915	0,892
(50% starch)	2	1,2	3,63	4,36	28,8	6,60	1,14	0,82
	3	1,2	3,63	4,36	28	6,43	0,903	0,85
AVERAGE					28,47	6,54	0,99	0,85
STDEV					0,42	0,09	0,13	0,04

Lampiran 5. Tabel Hasil Uji Tarik Sampel Miniplate Pada Berbagai Variasi Campuran Pati

SPLA0 (0 wt%)

No Ekspe riment	PLA : Sago Starch (%)	PLA (g)	Sago Starch (SS) (g)	MECHANICAL PROPERTIES			
				Ultimate Force (N)	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (GPa)	Elongation at Break (%)
0.1	100 : 0	500	0	191	43,3	3,33	2,47
0.2	100 : 0	500	0	183	41,9	3,93	2,11
0.3	100 : 0	500	0	182	41,8	3,43	2,79
Rata-rata				185,33	42,33	3,56	2,46
stdev				4,93	0,84	0,32	0,34

SPLA10 (10 wt%)

No Eksperimen	PLA : Sago Starch (%)	PLA (g)	Sago Starch (SS) (g)	MECHANICAL PROPERTIES			
				Ultimate Force (N)	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (Gpa)	Elongation at Break (%)
2.1	90 : 10	450	50	156	35,3	2,45	3,24
2.2	90 : 10	450	50	156	34,7	2,36	2,05
2.3	90 : 10	450	50	157	36,1	2,45	2,48
Rata-rata				156,33	35,37	2,42	2,59
stdev				0,58	0,70	0,05	0,60

SPLA20 (20 wt%)

No Eksperimen	PLA : Sago Starch (%)	PLA (g)	Sago Starch (SS) (g)	MECHANICAL PROPERTIES			
				Ultimate Force (N)	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (Gpa)	Elongation at Break (%)
2.1	80 : 20	400	100	115	26,7	2,02	1,99
2.2	80 : 20	400	100	113	25,9	2,73	1,68
2.3	80 : 20	400	100	121	27,7	2,88	1,28
Rata-rata				116,33	26,77	2,54	1,65
stdev				4,16	0,90	0,46	0,36

SPLA30 (30 wt%)

No Eksperimen	PLA : Sago Starch (%)	PLA (g)	Sago Starch (SS) (g)	MECHANICAL PROPERTIES			
				Ultimate Force (N)	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (Gpa)	Elongation at Break (%)
3.1	70 : 30	350	150	67,5	15,57	1,42	0,698
3.2	70 : 30	350	150	68,1	16	1,17	0,757
3.3	70 : 30	350	150	67,8	15,2	1,45	0,743
Rata-rata				67,80	15,59	1,35	0,73
stdev				0,30	0,40	0,15	0,03

SPLA40 (40 wt%)

No Eksperimen	PLA : Sago Starch (%)	PLA (g)	Sago Starch (SS) (g)	MECHANICAL PROPERTIES			
				Ultimate Force (N)	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (Gpa)	Elongation at Break (%)
4.1	60 : 40	300	200	49,9	11,4	1,43	0,998
4.2	60 : 40	300	200	49,8	11,4	1,85	0,97
4.3	60 : 40	300	200	49,3	11,3	1,32	0,757
Rata-rata				49,67	11,37	1,53	0,91
stdev				0,32	0,06	0,28	0,13

SPLA50 (50 wt%)

No Eksperimen	PLA : Sago Starch (%)	PLA (g)	Sago Starch (SS) (g)	MECHANICAL PROPERTIES			
				Ultimate Force (N)	Ultimate Stress (MPa)	Modulus of Elasticity (Gpa)	Elongation at Break (%)
5.1	50 : 50	250	250	40,6	9,31	1,34	0,698
5.2	50 : 50	250	250	45,1	10,3	1,9	0,756
5.3	50 : 50	250	250	37,3	8,57	0,818	0,988
Rata-rata				41,00	9,39	1,35	0,81
stdev				3,92	0,87	0,54	0,15

Lampiran 6. Tabel Hasil Uji Tarik Sampel Miniplate dengan Penambahan Compatibilizer PEG

SPLA20P0 = PLA(80 wt%) : Sago starch (20 wt%)

Injection Temperature	100% PLA/pati : 0 % PEG					
	Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (Gpa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
150	39,37	1,40	1,97	0,51	2,99	0,46
160	23,56	2,13	2,16	0,34	1,36	0,28
170	34,25	1,93	1,96	0,35	1,76	0,47
180	25,96	1,57	2,02	0,24	0,87	0,30

SPLA0P10 = PLA(90 wt%) PEG(10 wt%)

Injection Temperature	90% PLA : 10 % PEG					
	Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (GPa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
150	35,81	1,42	1,40	0,20	20,38	1,20
160	38,00	3,02	1,6	0,34	16,17	1,24
170	33,81	1,02	1,52	0,77	104,64	1,41
180	30,34	1,03	1,3	0,32	63,83	1,01

SPLA20P10 = STARCH(20 wt%) PEG(10 wt%)

Injection Temperature	90% PLA/pati : 10 % PEG					
	Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (Gpa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
150	19,922	1,15	1,156	0,20	76,06	1,15
160	22,932	1,34	1,277	0,34	35,5	2,46
170	25,632	2,17	1,572	0,51	62,12	2,43
180	24,458	2,30	0,9322	0,32	66,52	2,95

SPLA20P20 = STARCH(20 wt%) PEG(20 wt%)

Injection Temperature	80% PLA/pati : 20% PEG					
	Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (Gpa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
150	24,05	0,57	1,26	0,71	25,73	3,53
160	22,42	2,09	1,11	0,89	30,52	2,70
170	16,15	3,41	0,87	0,65	39,32	1,17
180	16,58	2,50	0,8	0,06	57,85	3,38

Lampiran 7. Tabel Hasil Uji Tarik Sampel Miniplate dengan Penambahan Compatibilizer PEG Pada Variasi Temperatur

T=150C

Sample	Komposisi (wt%) PLA : pati : PEG	MECHANICAL PROPERTIES 150 C					
		Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (Gpa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
SPLA20P0	80 : 20 : 0	39,37	1,40	1,97	0,51	2,99	0,46
SPLA0P10	90 : 0 : 10	35,81	1,42	1,40	0,20	20,38	1,20
SPLA20P10	70 : 20 : 10	19,922	1,15	1,16	0,20	76,06	1,15
SPLA20P20	60 : 20 : 20	24,05	0,57	1,26	0,71	25,73	3,53

T=160C

Sample	Komposisi (wt%) PLA : pati : PEG	MECHANICAL PROPERTIES 150 C					
		Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (Gpa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
SPLA20P0	80 : 20 : 0	23,56	2,13	2,16	0,34	1,36	0,28
SPLA0P10	90 : 0 : 10	38,00	3,02	1,60	0,34	16,17	1,24
SPLA20P10	70 : 20 : 10	22,93	1,34	1,28	0,34	35,50	2,46
SPLA20P20	60 : 20 : 20	22,42	2,09	1,11	0,89	30,52	2,70

T=170C

Sample	Komposisi (wt%) PLA : pati : PEG	MECHANICAL PROPERTIES 150 C					
		Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (Gpa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
SPLA20P0	80 : 20 : 0	34,25	1,93	1,96	0,35	1,76	0,47
SPLA0P10	90 : 0 : 10	33,81	1,02	1,52	0,77	104,64	1,41
SPLA20P10	70 : 20 : 10	25,63	2,17	1,57	0,51	62,12	2,43
SPLA20P20	60 : 20 : 20	16,15	3,41	0,87	0,65	39,32	1,17

T=180C

Sample	Komposisi (wt%) PLA : pati : PEG	MECHANICAL PROPERTIES 150 C					
		Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (Gpa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
SPLA20P0	80 : 20 : 0	25,96	1,57	2,02	0,24	0,87	0,30
SPLA0P10	90 : 0 : 10	30,34	1,03	1,30	0,32	63,83	1,01
SPLA20P10	70 : 20 : 10	24,46	2,30	0,93	0,32	66,52	2,95
SPLA20P20	60 : 20 : 20	16,58	2,50	0,80	0,06	57,85	3,38

Lampiran 8. Tabel Hasil Uji Bending Sampel Miniplate dengan PLA/pati dan Miniplate dengan Penambahan Compatibilizer PEG Pada Variasi Temperatur

BENDING TEST SPLA0-SPLA50

SERIES	SAMPLE	Percentage of Starch (wt%)	Ultimate Stress (MPa)	STDEV	Modulus of Elasticity (Gpa)	STDEV	Elongation at Break (%)	STDEV
1	SPLA0	0	4,43	0,09	0,45	0,04	3,41	0,21
2	SPLA10	10	4,35	0,06	0,60	0,05	2,19	0,33
3	SPLA20	20	3,74	0,05	0,57	0,06	2,00	0,21
4	SPLA30	30	2,67	0,04	0,54	0,07	1,85	0,04
5	SPLA40	40	2,64	0,06	0,49	0,07	1,78	0,07
6	SPLA50	50	2,13	0,07	0,29	0,05	1,21	0,12

SPLA20P0 = STARCH(20 wt%) PEG(0 wt%)

Injection Temperature	SPLA20P0						SPLA0P10					
	Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (GPa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev	Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (GPa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
150	9,354	1,40	0,49	0,15	12,05	1,99	7,59±1,42	1,42	0,26±0,06	0,06	23,25±1,20	0,20
160	8,779	2,13	0,53	0,14	18,78	1,98	7,49±3,02	0,95	0,3±0,05	0,05	23,04±1,24	0,24
170	9,431	1,93	0,48	0,21	10,72	1,74	7,68±1,02	1,02	0,33±0,08	0,08	24,69±1,41	0,41
180	8,92	1,57	0,51	0,12	7,70	3,30	7,3±1,03	1,03	0,26±0,15	0,15	23,17±1,01	0,11

SPLA20P10 = STARCH(20 wt%) PEG(10 wt%)

Injection Temperature	SPLA20P10						SPLA20P20					
	Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (Gpa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev	Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (Gpa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
150	4,707	1,15	0,18	0,05	22,45	1,15	5,109	0,57	0,21	0,04	23,03	1,53
160	5,119	1,34	0,17	0,03	24,9	2,46	4,811	1,09	0,17	0,01	23,58	2,70
170	4,747	2,17	0,28	0,05	22,81	2,43	3,682	0,41	0,16	0,02	22,88	1,16
180	3,64	2,30	0,27	0,03	20,44	2,95	3,38	0,50	0,14	0,04	24,47	3,38

Lampiran 9. Tabel Hasil Uji Tarik Sampel Miniplate dengan Penambahan Compatibilizer PEG Pada Variasi Temperatur

T=150C

Sample	MECHANICAL PROPERTIES 150 C						
	Komposisi (wt%) PLA/pati : PEG	Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (GPa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
SPLA20P0	100 : 0	7,769	1,40	0,39	12,05	22,17	1,99
SPLA0P10	90 : 10	4,699	1,42	0,24	0,06	22,38	0,20
SPLA20P10	90 : 10	4,933	1,15	0,28	0,05	22,20	1,15
SPLA20P20	80 : 20	6,81	0,57	0,27	0,04	21,63	1,53

T=160C

Sample	MECHANICAL PROPERTIES 150 C						
	Komposisi (wt%) PLA : pati : PEG	Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (Gpa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
SPLA20P0	80 : 20 : 0	8,78	2,13	0,53	18,78	22,04	1,98
SPLA0P10	90 : 0 : 10	7,49	0,95	0,3	0,05	23,04	0,24
SPLA20P10	80/20 : 10	5,12	1,34	0,17	0,03	24,90	2,46
SPLA20P20	80/20 : 20	4,81	1,09	0,17	0,01	23,58	2,70

T=170C

Sample	MECHANICAL PROPERTIES 150 C						
	Komposisi (wt%) PLA : pati : PEG	Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (Gpa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
SPLA20P0	80 : 20 : 0	9,43	1,93	0,48	10,72	23,24	1,74
SPLA0P10	90 : 0 : 10	7,68	1,02	0,33	0,08	24,69	0,41
SPLA20P10	80/20 : 10	4,75	2,17	0,28	0,05	22,81	2,43
SPLA20P20	80/20 : 20	3,68	0,41	0,16	0,02	22,88	1,16

T=180C

Sample	MECHANICAL PROPERTIES 150 C						
	Komposisi (wt%) PLA : pati : PEG	Ultimate Stress (MPa)	stdev	Modulus of Elasticity (Gpa)	stdev	Elongation at Break (%)	stdev
SPLA20P0	80 : 20 : 0	8,92	1,57	0,51	7,70	22,18	3,30
SPLA0P10	90 : 0 : 10	7,30	1,03	0,26	0,15	23,17	0,11
SPLA20P10	80/20 : 10	3,64	2,30	0,27	0,03	20,44	2,95
SPLA20P20	80/20 : 20	3,38	0,50	0,14	0,04	24,47	3,38

Lampiran 10. Tabel Hasil Uji Degradasi In-vitro

SAMPLE	KODE	ULANGAN	Mass loss																																					
			7 hari (26 mei 2020)								14 hari (2 juni 2020)								21 hari								28 hari													
			Luas Area		Bobot awal		immersion		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss rate		immersion		bobot		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss rate		immersion		bobot		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss rate	
			(cm ²)	(mg)	(d)	(mg)	(mg)	(%)	(mg)	(%)	(mg/c m ²)	(mg/c m ²)	(d)	(mg)	(mg)	(%)	(mg)	(%)	(mg/c m ²)	(mg/c m ²)	(d)	(mg)	(mg)	(%)	(mg)	(%)	(mg/c m ²)	(mg/c m ²)	(d)	(mg)	(mg)	(%)	(mg)	(%)	(mg/c m ²)	(mg/c m ²)				
SPLA0	0A	1	3,60 25	19 2	7	19 2	0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0				
SPLA0	0B	2	3,60 25	15 4	7	15 4	0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0				
SPLA0	0C	3	3,60 25	15 5	7	15 5	0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
AVERAGE					7		0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
SPLA10	1A	1	3,60 25	17 7	7	17 6	1	0,5 6	1,0 0	0,5 6	0,2 8	0,0 4	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
SPLA10	1B	2	3,60 25	26 8	7	26 7	1	0,3 7	1,0 0	0,3 7	0,2 8	0,0 4	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
SPLA10	1C	3	3,60 25	26 9	7	26 8	1	0,3 7	1,0 0	0,3 7	0,2 8	0,0 4	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
AVERAGE					7		1,0 0	0,4 4	1,0 0	0,4 4	0,2 8	0,0 4	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
SPLA20	2A	1	3,60 25	17 7	7	16 8	9	5,0 8	9,0 0	5,0 8	2,5 0	0,3 6	7	16 6	2	1,1 9	11, 00	6,2 1	0,5 8	0,0 8	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
SPLA20	2B	2	3,60 25	15 9	7	15 0	9	5,6 6	9,0 0	5,6 6	2,5 0	0,3 6	7	14 8	2	1,3 3	11, 00	6,9 2	0,5 6	0,0 8	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
SPLA20	2C	3	3,60 25	16 0	7	15 1	9	5,6 3	9,0 0	5,6 3	2,5 0	0,3 6	7	14 9	2	1,3 2	11, 00	6,8 8	0,5 6	0,0 8	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
AVERAGE					7		9,0 0	5,4 6	9,0 0	5,4 6	2,5 0	0,3 6		2,0 0	1,2 8	11, 00	6,6 7	0,5 6	0,0 8	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
SPLA30	3A	1	3,60 25	15 2	7	13 5	17	11, 18	17, 00	11, 18	4,7 2	0,6 7	7	13 2	3	2,2 2	20, 00	13, 16	0,8 3	0,1 2	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
SPLA30	3B	2	3,60 25	16 1	7	15 0	11	6,8 3	11, 00	6,8 3	3,0 5	0,4 4	7	14 6	4	2,6 7	15, 00	9,3 2	1,1 1	0,1 6	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
SPLA30	3C	3	3,60 25	16 2	7	15 1	11	6,7 9	11, 00	6,7 9	3,0 5	0,4 4	7	14 7	4	2,6 5	15, 00	9,2 6	1,1 1	0,1 6	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
AVERAGE					7		13, 00	8,2 7	13, 00	8,2 7	3,6 1	0,5 2	7	3,6 7	2,5 1	16, 67	10, 58	1,0 2	0,1 5	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
SPLA50	4A	1	3,13 68	13 1	7	10 6	25	19, 08	25, 00	19, 08	7,9 7	1,1 4	7	10 2	4	3,7 7	29, 00	22, 14	1,2 8	0,1 8	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
SPLA50	4B	2	3,13 68	13 5	7	11 0	25	18, 52	25, 00	18, 52	7,9 7	1,1 4	7	10 5	5	4,5 5	30, 00	22, 09	1,5 9	0,2 3	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			
SPLA50	4C	3	3,13 68	13 6	7	11 1	25	18, 38	25, 00	18, 38	7,9 7	1,1 4	7	10 6	5	4,5 0	30, 00	22, 06	1,5 9	0,2 3	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0			

SAMPLE	KODE	ULANGAN	Luas Area (m ²)	Mass loss																																	
				7 hari (26 mei 2020)								14 hari (2 juni 2020)								21 hari								28 hari									
				Bobot		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss	
				innme	bobot	mass loss	%	mass loss	%	mass loss	%	mass loss	%	mass loss	%	mass loss	%	mass loss	%	mass loss	%	mass loss	%	mass loss	%	mass loss	%	mass loss	%	mass loss	%	mass loss	%	mass loss	%		
AVERAGE				7	25,00	18,66	25,00	18,66	7,97	1,14	7	4,67	4,27	29,67	22,14	1,49	0,21	7	3,33	3,20	33,00	24,63	1,06	0,15	7	6,67	4,94	39,67	29,57	2,13	0,30						
SPLA40	5A	1	4,84 76	21 5	7 12	90 5	41, 86	90, 00	41, 86	18, 57	2,6 5	7 1	12 4	3,2 0	94, 72	43, 3	0,8 2	0,1 7	7 5	11 6	4,9 6	100, 00	46, 51	1,2 4	0,1 8	7 0	11 5	2,3 3	105, 00	48, 84	1,0 3	0,1 5					
SPLA40	5B	2	3,60 25	11 1	7 10	2 9	1,8 2	2,0 0	1,8 0	0,5 6	0,0 8	7 10	2 7	1,8 3	4,0 0	3,6 0	0,5 6	0,0 8	7 10	10 6	1 1	0,9 3	5,00	4,5 5	0,2 3	0,0 2	7 3	10 4	3,6 0	9,00	8,1 1	1,1 6	0,1 6				
SPLA40	5C	3	3,60 25	11 2	7 11	2 0	1,7 9	2,0 0	1,7 9	0,5 6	0,0 8	7 8	10 8	2 2	1,8 0	4,0 7	3,5 0	0,5 8	0,0 0	7 5	10 3	2,7 8	7,00	6,2 5	0,8 3	0,1 2	7 3	10 2	1,7 9	9,00	8,0 4	0,5 6	0,0 8				
AVERAGE				7	31,33	15,15	31,33	15,15	6,56	0,94	7	2,67	2,28	34,00	16,97	0,65	0,09	7	3,33	2,89	37,33	19,09	0,78	0,11	7	3,67	2,57	41,00	21,66	0,90	0,13						
SPLA20 P0-A	6A	1	3,60 25	16 4	7 16	1 3	0,6 1	1,0 0	0,6 1	0,2 8	0,0 4	7 3	16 0	0 0	1,0 0	0,6 1	0,0 0	0,0 0	7 9	15 4	2,4 5	5,00	3,0 5	1,1 1	0,1 6	7 3	15 6	3,6 6	11,0 0	6,7 1	1,6 7	0,2 4					
SPLA20 P0-A	6B	2	3,60 25	16 2	7 16	1 1	0,6 2	1,0 0	0,6 2	0,2 8	0,0 4	7 1	16 1	0 0	1,0 0	0,6 2	0,0 0	0,0 0	7 8	15 3	1,8 6	4,00	2,4 7	0,8 3	0,1 2	7 5	15 3	1,8 5	7,00	4,3 2	0,8 3	0,1 2					
SPLA20 P0-A	6C	3	3,60 25	16 3	7 16	1 2	0,6 2	1,0 0	0,6 1	0,2 8	0,0 4	7 2	16 0	0 0	1,0 1	0,6 0	0,0 0	0,0 0	7 8	15 4	2,4 7	5,00	3,0 7	1,1 1	0,1 6	7 6	15 2	1,2 3	7,00	4,2 9	0,5 6	0,0 8					
AVERAGE				7	1,00	0,61	1,00	0,61	0,28	0,04	7	0,00	0,00	1,00	0,61	0,00	0,00	7	3,67	2,26	4,67	2,86	1,02	0,15	7	3,67	2,25	8,33	5,11	1,02	0,15						
SPLA20 P0-B	7A	1	3,60 25	16 5	7 16	0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	0,0 0	7 4	16 1	1 0	0,6 1	1,0 8	0,6 8	0,2 0	0,0 0	7 2	16 2	1,2 2	3,00	1,8 2	0,5 6	0,0 8	7 1	16 1	0,6 1	4,00	2,4 2	0,2 8	0,0 4				
SPLA20 P0-B	7B	2	3,60 25	16 8	7 16	4 4	2,3 8	4,0 0	2,3 8	1,1 1	0,1 6	7 2	16 2	2 2	1,2 0	6,0 7	3,5 6	0,5 8	0,0 0	7 1	16 2	0,6 2	7,00	4,1 7	0,2 8	0,0 4	7 0	16 1	0,6 0	8,00	4,7 6	0,2 8	0,0 4				
SPLA20 P0-B	7C	3	3,60 25	16 9	7 16	4 5	2,3 7	4,0 0	2,3 7	1,1 1	0,1 6	7 3	16 2	2 1	1,2 1	6,0 5	3,5 6	0,5 8	0,0 0	7 2	16 1	0,6 1	7,00	4,1 4	0,2 8	0,0 4	7 1	16 1	0,5 9	8,00	4,7 3	0,2 8	0,0 4				
AVERAGE				7	2,67	1,58	2,67	1,58	0,74	0,11	7	1,67	1,01	4,33	2,58	0,46	0,07	7	1,33	0,82	5,67	3,38	0,37	0,05	7	1,00	0,60	6,67	3,97	0,28	0,04						
SPLA20 P0-C	8A	1	3,60 25	16 7	7 16	3 4	1,8 0	3,0 0	1,8 0	0,8 3	0,1 2	7 4	16 0	0 0	3,0 0	1,8 0	0,0 0	0,0 0	7 3	16 1	0,6 1	4,00	2,4 0	0,2 8	0,0 4	7 4	16 1	0,6 0	5,00	2,9 9	0,2 8	0,0 4					
SPLA20 P0-C	8B	2	3,60 25	16 7	7 16	1 6	0,6 0	1,0 0	0,6 0	0,2 8	0,0 4	7 6	16 0	0 0	1,0 0	0,6 0	0,0 0	0,0 0	7 3	16 3	1,8 1	4,00	2,4 0	0,8 3	0,1 2	7 1	16 2	1,2 0	6,00	3,5 9	0,5 6	0,0 8					
SPLA20 P0-C	8C	3	3,60 25	16 8	7 16	2 6	1,1 9	2,0 0	1,1 9	0,5 6	0,0 8	7 6	16 0	0 0	2,0 9	1,1 0	0,0 0	0,0 0	7 4	16 2	1,2 0	4,00	2,3 8	0,5 6	0,0 8	7 2	16 2	1,1 9	6,00	3,5 7	0,5 6	0,0 8					
AVERAGE				7	2,00	1,20	2,00	1,20	0,56	0,08	7	0,00	0,00	2,00	1,20	0,00	0,00	7	2,00	1,21	4,00	2,39	0,56	0,08	7	1,67	1,00	5,67	3,39	0,46	0,07						
SPLA20 P0-D	9A	1	3,60 25	16 7	7 16	1 6	0,6 0	1,0 0	0,6 8	0,2 0	0,0 4	7 4	16 2	2 0	1,2 0	3,0 0	1,8 6	0,5 8	0,0 7	7 2	16 2	1,2 2	5,00	2,9 9	0,5 6	0,0 8	7 1	16 1	0,6 0	6,00	3,5 9	0,2 8	0,0 4				
SPLA20 P0-D	9B	2	3,60 25	16 7	7 15	9 9	5,3 9	9,0 0	5,3 9	2,5 0	0,3 6	7 1	15 7	7 4	4,4 3	16, 00	9,5 8	1,9 4	0,2 8	7 7	14 4	2,6 0	20,0 0	11, 98	1,1 1	0,1 6	7 1	14 6	3,5 9	26,0 0	15, 57	1,6 7	0,2 4				
SPLA20 P0-D	9C	3	3,60 25	16 8	7 15	9 9	5,3 6	9,0 0	5,3 6	2,5 0	0,3 6	7 2	15 0	7 4	4,4 0	16, 00	9,5 2	1,9 4	0,2 8	7 8	14 3	2,6 3	20,0 0	11, 90	1,1 1	0,1 6	7 2	14 6	3,5 7	26,0 0	15, 48	1,6 7	0,2 4				
AVERAGE				7	6,33	3,78	6,33	3,78	1,76	0,25	7	5,33	3,35	11,67	6,97	1,48	0,21	7	3,33	2,17	15,00	8,96	0,93	0,13	7	4,33	2,59	19,33	11,55	1,20	0,17						
SPLAOP 10-A	10 A	1	3,60 25	16 1	7 16	1 0	0,6 2	1,0 0	0,6 2	0,2 8	0,0 4	7 0	16 0	0 0	1,0 0	0,6 2	0,0 0	0,0 0	7 7	15 8	2 5	3,00	1,8 6	0,5 6	0,0 8	7 4	15 4	2,4 8	7,00	4,3 5	1,1 1	0,1 6					
SPLAOP 10-A	10 B	2	3,60 25	16 0	7 15	2 8	1,2 5	2,0 0	1,2 5	0,5 6	0,0 8	7 8	15 0	0 0	2,0 5	1,2 0	0,0 0	0,0 0	7 5	15 0	1,9 0	5,00	3,1 3	0,8 3	0,1 2	7 4	15 1	0,6 3	6,00	3,7 5	0,2 8	0,0 4					
SPLAOP 10-A	10 C	3	3,60 25	16 1	7 15	2 9	1,2 4	2,0 0	1,2 4	0,5 6	0,0 8	7 9	15 0	0 0	2,0 4	1,2 0	0,0 0	0,0 0	7 6	15 3	1,8 9	5,00	3,1 1	0,8 3	0,1 2	7 5	15 2	0,6 2	6,00	3,7 3	0,2 8	0,0 4					
AVERAGE				7	1,67	1,04	1,67	1,04	0,46	0,07	7	0,00	0,00	1,67	1,04	0,00	0,00	7	2,67	1,68	4,33	2,70	0,74	0,11	7	2,00	1,24	6,33	3,94	0,56	0,08						

Lanjutan lampiran 10

SAMPLE	KODE	ULANGAN	Luas Area (cm ²)	Mass loss																																					
				7 hari (26 mei 2020)								14 hari (2 juni 2020)								21 hari								28 hari													
				Bobot awal		immer		bobot		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss		immer		bobot		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss		immer		bobot		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss	
				(mg)	(d)	(mg)	(mg)	(mg)	(%)	(mg)	(%)	(mg/c m ²)	(mg.c m ⁻²)	(d)	(mg)	(mg)	(%)	(mg)	(%)	(mg/c m ²)	(mg.c m ⁻²)	(d)	(mg)	(mg)	(%)	(mg)	(%)	(mg/c m ²)	(mg.c m ⁻²)	(d)	(mg)	(mg)	(%)	(mg)	(%)	(mg/c m ²)	(mg.c m ⁻²)				
SPLA0P1 0-B	11 A	1	3,60 25	16 2	7	16 1	1	0,6 2	1,0 2	0,6 2	0,2 8	0,0 4	7	16 1	0	0,0 0	1,00 2	0,6 2	0,0 0	0,0 0	7	15 4	4 2,4	5,00 3,0	3,0 9	1,1 6	0,1 6	7	15 6	1 0,6	0,6 8	6,00 3,7	0,2 8	0,0 4	0,0 4						
SPLA0P1 0-B	11 B	2	3,60 25	16 3	7	16 1	2	1,2 3	2,0 3	1,2 6	0,5 8	0,0 8	7	16 1	0	0,0 0	2,00 3	1,2 3	0,0 0	0,0 0	7	15 6	5 3,1	7,00 4,2	4,2 9	1,3 9	0,2 0	7	15 5	1 0,6	0,6 1	8,00 4,9	0,2 8	0,0 4	0,0 4						
SPLA0P1 0-B	11 C	3	3,60 25	16 4	7	16 2	2	1,2 2	2,0 2	1,2 6	0,5 8	0,0 8	7	16 2	0	0,0 0	2,00 2	1,2 2	0,0 0	0,0 0	7	15 7	5 3,0	7,00 4,2	4,2 7	1,3 9	0,2 0	7	15 6	1 0,6	0,6 1	8,00 4,8	0,2 8	0,0 4	0,0 4						
AVERAGE					7			1,6 7	1,02	1,67	1,02	0,46	0,07	7		0,0 0	0,00	1,67	1,02	0,00	0,00	7		4,6 7	2,89	6,33	3,88	1,30	0,19	7		1,0 0	0,61	7,33	4,50	0,28	0,04				
SPLA0P1 0-C	12 A	1	3,60 25	16 3	7	16 0	3	1,8 4	3,0 4	1,8 3	0,8 2	0,1 2	7	16 0	0	0,0 0	3,00 4	1,8 4	0,0 0	0,0 0	7	16 0	0 0,0	3,00 1,8	1,8 4	0,0 0	0,0 0	7	15 4	6 3,6	9,00 5,5	1,6 7	0,2 4	0,2 4							
SPLA0P1 0-C	12 B	2	3,60 25	16 3	7	16 0	3	1,8 4	3,0 4	1,8 3	0,8 2	0,1 2	7	16 0	0	0,0 0	3,00 4	1,8 4	0,0 0	0,0 0	7	15 9	1 0,6	4,00 2,4	2,4 5	0,2 8	0,0 4	7	15 5	4 2,4	8,00 4,9	0,2 1	0,0 6	0,0 1							
SPLA0P1 0-C	12 C	3	3,60 25	16 4	7	16 1	3	1,8 3	3,0 3	1,8 3	0,8 2	0,1 2	7	16 0	1	0,6 2	4,00 4	2,4 8	0,2 4	0,0 4	7	15 9	1 0,6	5,00 3,0	3,0 5	0,2 8	0,0 4	7	15 6	3 1,8	8,00 4,8	0,8 8	0,1 3	0,1 2							
AVERAGE					7			3,0 0	1,84	3,00	1,84	0,83	0,12	7		0,3 3	0,21	3,33	2,04	0,09	0,01	7		0,6 7	0,42	4,00	2,45	0,19	0,03	7		4,3 3	2,65	8,33	5,10	1,20	0,17				
SPLA0P1 0-D	13 A	1	3,60 25	16 3	7	16 0	3	1,8 4	3,0 4	1,8 3	0,8 2	0,1 2	7	16 0	0	0,0 0	3,00 4	1,8 4	0,0 0	0,0 0	7	15 6	4 2,5	7,00 4,2	4,2 9	1,1 6	0,1 6	7	15 5	1 0,6	8,00 4,9	0,2 1	0,0 4	0,0 4							
SPLA0P1 0-D	13 B	2	3,60 25	16 3	7	16 0	3	1,8 4	3,0 4	1,8 3	0,8 2	0,1 2	7	15 9	1	0,6 3	4,00 5	2,4 8	0,2 4	0,0 4	7	15 9	0 0,0	4,00 2,4	2,4 5	0,0 0	0,0 0	7	15 4	5 3,0	9,00 5,5	1,3 2	0,2 9	0,0 0							
SPLA0P1 0-D	13 C	3	3,60 25	16 4	7	16 1	3	1,8 3	3,0 3	1,8 3	0,8 2	0,1 2	7	15 9	2	1,2 4	5,00 5	3,0 6	0,5 8	0,0 8	7	15 9	0 0,0	5,00 3,0	3,0 5	0,0 0	0,0 0	7	15 5	4 2,4	9,00 5,4	1,1 9	0,1 6	0,1 6							
AVERAGE					7			3,0 0	1,84	3,00	1,84	0,83	0,12	7		1,0 0	0,62	4,00	2,45	0,28	0,04	7		1,3 3	0,83	5,33	3,27	0,37	0,05	7		3,3 3	2,04	8,67	5,31	0,93	0,13				
SPLA20P 10-A	14 A	1	3,60 25	16 2	7	16 0	2	1,2 3	2,0 3	1,2 6	0,5 8	0,0 8	7	16 0	0	0,0 0	2,00 3	1,2 3	0,0 0	0,0 0	7	15 5	5 3,1	7,00 4,3	4,3 9	1,3 9	0,2 0	7	15 2	3 1,8	10,0 6,1	0,8 7	0,1 3	0,1 2							
SPLA20P 10-A	14 B	2	3,60 25	16 8	7	15 9	9	5,3 6	9,0 0	5,3 6	2,5 0	0,3 6	7	15 8	1	0,6 3	10,0 5	5,9 8	0,2 0	0,0 4	7	15 4	4 2,5	14,0 8,3	8,3 3	1,1 6	0,1 6	7	15 3	1 0,6	15,0 8,9	0,2 3	0,0 8	0,0 4							
SPLA20P 10-A	14 C	3	3,60 25	16 9	7	16 0	9	5,3 3	9,0 0	5,3 3	2,5 0	0,3 6	7	15 8	2	1,2 5	11,0 1	6,5 6	0,5 8	0,0 8	7	15 5	3 1,9	14,0 8,2	8,2 3	0,8 2	0,1 2	7	15 4	1 0,5	15,0 8,8	0,2 8	0,0 4	0,0 4							
AVERAGE					7			6,6 7	3,97	6,67	3,97	1,85	0,26	7		1,0 0	0,63	7,67	4,57	0,28	0,04	7		4,0 0	2,52	11,67	6,98	1,11	0,16	7		1,6 7	1,01	13,33	7,99	0,46	0,07				
SPLA20P 10-B	15 A	1	3,60 25	16 5	7	15 7	8	4,8 5	8,0 5	4,8 2	2,2 2	0,3 2	7	15 6	1	0,6 4	9,00 5	5,4 8	0,2 4	0,0 4	7	15 2	4 2,5	13,0 7,8	7,8 1	1,1 6	0,1 6	7	15 1	1 0,6	14,0 8,4	0,2 8	0,0 4	0,0 4							
SPLA20P 10-B	15 B	2	3,60 25	16 5	7	15 9	6	3,6 4	6,0 4	3,6 7	1,6 4	0,2 4	7	15 6	3	1,8 9	9,00 5	5,4 8	0,8 2	0,1 2	7	15 5	1 0,6	10,0 6,0	6,0 8	0,2 4	0,0 4	7	15 1	4 2,4	14,0 8,4	0,8 1	0,1 6	0,1 6							
SPLA20P 10-B	15 C	3	3,60 25	16 6	7	16 0	6	3,6 1	6,0 0	3,6 1	1,6 7	0,2 4	7	15 6	4	2,5 0	10,0 2	6,0 1	1,1 6	0,1 6	7	15 5	1 0,6	11,0 6,6	6,6 3	0,2 8	0,0 4	7	15 2	3 1,8	14,0 8,4	0,8 3	0,0 2	0,0 2							
AVERAGE					7			6,6 7	4,03	6,67	4,03	1,85	0,26	7		2,6 7	1,67	9,33	5,64	0,74	0,11	7		2,0 0	1,28	11,33	6,86	0,56	0,08	7		2,6 7	1,61	14,00	8,47	0,74	0,11				
SPLA20P 10-C	16 A	1	3,60 25	16 3	7	15 8	5	3,0 7	5,0 7	3,0 9	1,3 0	0,2 0	7	15 5	3	1,9 0	8,00 4,9	4,9 3	0,8 2	0,1 2	7	15 4	1 0,6	9,00 5,5	5,5 2	0,2 8	0,0 4	7	14 9	5 3,0	14,0 8,5	1,3 9	0,0 9	0,0 0							
SPLA20P 10-C	16 B	2	3,60 25	15 6	7	15 2	4	2,5 6	4,0 0	2,5 6	1,1 1	0,1 6	7	14 9	3	1,9 7	7,00 4,4	4,4 9	0,8 3	0,1 2	7	14 8	1 0,6	8,00 5,1	5,1 3	0,2 8	0,0 4	7	14 4	4 2,5	12,0 7,6	1,1 9	0,1 6	0,1 6							

SAMPLE	KODE	ULANGAN	Luas Area (cm ²)	Mass loss																																					
				7 hari (26 mei 2020)							14 hari (2 juni 2020)							21 hari							28 hari																
				Bobot awal		immer		bobot		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss		immer		bobot		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss		immer		bobot		mass loss		mass loss total		mass loss		mass loss	
				(mg)	(d)	(mg)	(mg)	(%)	(mg)	(%)	(mg/c m ²)	(mg/c m ²)	(d)	(mg)	(mg)	(%)	(mg)	(%)	(mg/c m ²)	(mg/c m ²)	(d)	(mg)	(mg)	(%)	(mg)	(%)	(mg/c m ²)	(mg/c m ²)	(d)	(mg)	(mg)	(%)	(mg)	(%)	(mg/c m ²)	(mg/c m ²)					
SPLA20P 10-D A	17	1	3,602	16	7	16	9	5,3	9,00	5,3	2,5	0,3	7	15	3	1,8	12,0	7,1	0,8	0,1	7	15	2	1,2	14,0	8,28	0,5	0,0	7	15	4	2,3	18,0	10,6	1,1	0,1					
SPLA20P 10-D B	17	2	3,602	16	7	15	12	7,1	12,0	7,1	3,3	0,4	7	15	3	1,9	15,0	8,9	0,8	0,1	7	14	4	2,6	19,0	11,3	1,1	0,1	7	14	1	0,6	20,0	11,9	0,2	0,0					
SPLA20P 10-D C	17	3	3,602	16	7	15	12	7,1	12,0	7,1	3,3	0,4	7	15	4	2,5	16,0	9,5	1,1	0,1	7	14	4	2,6	20,0	11,9	1,1	0,1	7	14	2	1,1	22,0	13,1	0,5	0,0					
AVERAGE				7				11,0	6,55	11,00	6,55	3,05	0,44	7		3,3	2,12	14,33	8,54	0,93	0,13	7		3,3	2,18	17,67	10,52	0,93	0,13	7		2,3	1,39	20,00	11,91	0,65	0,09				
SPLA20P 20-A A	18	1	3,602	14	7	13	6	4,2	6,00	4,2	1,6	0,2	7	13	2	1,4	8,00	5,6	0,5	0,0	7	13	2	1,4	10,0	7,04	0,5	0,0	7	12	6	4,2	16,0	11,2	1,6	0,2					
SPLA20P 20-A B	18	2	3,602	14	7	14	4	2,7	4,00	2,7	1,1	0,1	7	13	3	2,1	7,00	4,8	0,8	0,1	7	13	4	2,9	11,0	7,64	1,1	0,1	7	13	3	2,0	14,0	9,72	0,8	0,1					
SPLA20P 20-A C	18	3	3,602	14	7	14	4	2,7	4,00	2,7	1,1	0,1	7	13	4	2,8	8,00	5,5	1,1	0,1	7	13	3	2,1	11,0	7,59	0,8	0,1	7	13	3	2,0	14,0	9,66	0,8	0,1					
AVERAGE				7				4,67	3,25	4,67	3,25	1,30	0,19	7		3,0	2,15	7,67	5,34	0,83	0,12	7		3,0	2,20	10,67	7,42	0,83	0,12	7		4,0	2,79	14,67	10,22	1,11	0,16				
SPLA20P 20-B A	19	1	3,602	16	7	14	13	8,0	13,0	8,0	3,6	0,5	7	14	0	0,0	13,0	8,0	0,0	0,0	7	14	1	0,6	14,0	8,70	0,2	0,0	7	14	7	4,3	21,0	13,0	1,9	0,2					
SPLA20P 20-B B	19	2	3,602	16	7	15	8	4,9	8,00	4,9	2,2	0,3	7	14	5	3,2	13,0	8,0	1,3	0,2	7	14	2	1,3	15,0	9,32	0,5	0,0	7	13	10	6,2	25,0	15,5	2,7	0,4					
SPLA20P 20-B C	19	3	3,602	16	7	15	8	4,9	8,00	4,9	2,2	0,3	7	14	6	3,9	14,0	8,6	1,6	0,2	7	14	1	0,6	15,0	9,26	0,2	0,0	7	13	11	6,7	26,0	16,0	3,0	0,4					
AVERAGE				7				9,67	5,99	9,67	5,99	2,68	0,38	7		3,6	7,23	13,33	8,26	1,02	0,15	7		1,3	0,90	14,67	9,09	0,37	0,05	7		9,3	5,78	24,00	14,87	2,59	0,37				
SPLA20P 20-C A	20	1	3,602	14	7	13	9	6,0	9,00	6,0	2,5	0,3	7	13	2	1,4	11,0	7,4	0,5	0,0	7	13	2	1,4	13,0	8,78	0,5	0,0	7	13	1	0,6	14,0	9,46	0,2	0,0					
SPLA20P 20-C B	20	2	3,602	14	7	13	10	6,7	10,0	6,7	2,7	0,4	7	13	1	0,7	11,0	7,4	0,2	0,0	7	13	0	0,0	11,0	7,43	0,0	0,0	7	13	3	2,0	14,0	9,46	0,8	0,1					
SPLA20P 20-C C	20	3	3,602	14	7	13	10	6,7	10,0	6,7	2,7	0,4	7	13	2	1,4	12,0	8,0	0,5	0,0	7	13	0	0,0	12,0	8,05	0,0	0,0	7	13	2	1,3	14,0	9,40	0,5	0,0					
AVERAGE				7				9,67	6,52	9,67	6,52	2,68	0,38	7		1,6	1,20	11,33	7,64	0,46	0,07	7		0,6	0,49	12,00	8,09	0,19	0,03	7		2,0	1,35	14,00	9,44	0,56	0,08				
SPLA20P 20-D A	21	1	3,602	14	7	13	12	8,0	12,0	8,0	3,3	0,4	7	13	1	0,7	13,0	8,7	0,2	0,0	7	13	0	0,0	13,0	8,72	0,0	0,0	7	13	4	2,6	17,0	11,4	1,1	0,1					
SPLA20P 20-D B	21	2	3,602	14	7	13	7	4,9	7,00	4,9	1,9	0,2	7	13	2	1,4	9,00	6,3	0,5	0,0	7	13	0	0,0	9,00	6,34	0,0	0,0	7	12	5	3,5	14,0	9,86	1,3	0,2					
SPLA20P 20-D C	21	3	3,602	14	7	13	7	4,9	7,00	4,9	1,9	0,2	7	13	3	2,2	10,0	6,9	0,8	0,1	7	13	0	0,0	10,0	6,99	0,0	0,0	7	12	4	2,8	14,0	9,79	1,1	0,1					
AVERAGE				7				8,67	5,96	8,67	5,96	2,41	0,34	7		2,0	1,47	10,67	7,35	0,56	0,08	7		0,0	0,00	10,67	7,35	0,00	0,00	7		4,3	3,00	15,00	10,35	1,20	0,17				
inion A	A	1	0,792	28	7	28	0	0,0	0,00	0,0	0,0	0,0	7	28	0	0,0	0,00	0,0	0,0	0,0	4	27	1	3,5	1,00	3,57	1,2	0,3	4	26	1	3,5	2,00	7,14	1,2	0,3					

Lanjutan lampiran 10

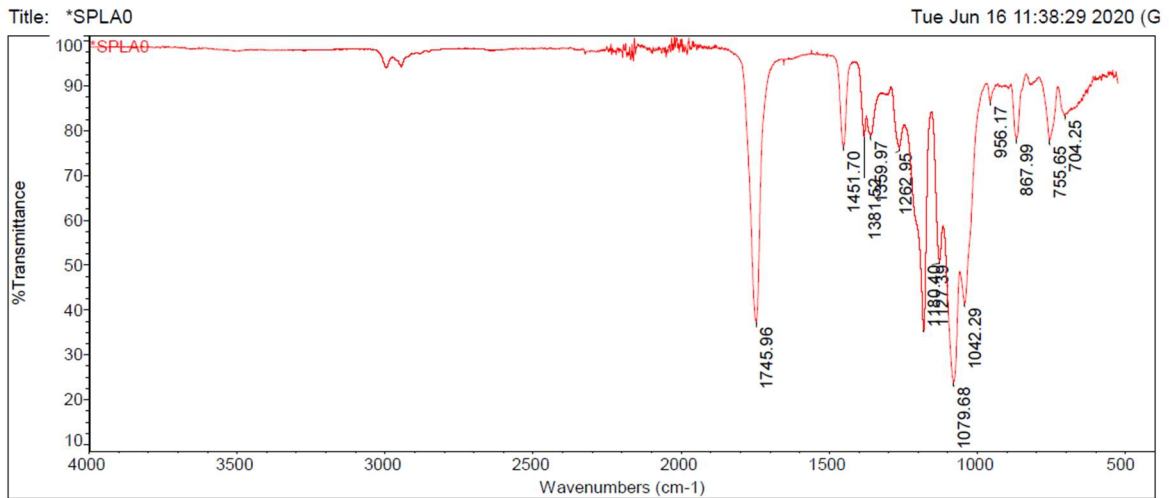
SPLA20P10

immersion time	150						160						170						180					
	mass loss		mass loss total		mass loss	mass loss rate	mass loss		mass loss total		mass loss	mass loss rate	mass loss		mass loss total		mass loss	mass loss rate	mass loss		mass loss total		mass loss	mass loss rate
	(mg)	%	(mg)	%	(mg/cm ²)	(mg.cm ⁻² .day ⁻¹)	(mg)	%	(mg)	%	(mg/cm ²)	(mg.cm ⁻² .day ⁻¹)	(mg)	%	(mg)	%	(mg/cm ²)	(mg.cm ⁻² .day ⁻¹)	(mg)	%	(mg)	%	(mg/cm ²)	(mg.cm ⁻² .day ⁻¹)
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	6,67	3,97	6,67	3,97	1,85	0,26	6,67	4,03	6,67	4,03	1,85	0,26	4,33	2,73	4,33	2,73	1,20	0,17	11,00	6,55	11,00	6,55	3,05	0,44
14	1,00	0,63	7,67	4,57	0,28	0,04	2,67	1,67	9,33	5,64	0,74	0,11	3,33	2,16	7,67	4,83	0,93	0,13	3,33	2,12	14,33	8,54	0,93	0,13
21	4,00	2,52	11,67	6,98	1,11	0,16	2,00	1,28	11,33	6,86	0,56	0,08	1,00	0,66	8,67	5,46	0,28	0,04	3,33	2,18	17,67	10,52	0,93	0,13
28	1,67	1,01	13,33	7,99	0,46	0,07	2,67	1,61	14,00	8,47	0,74	0,11	4,00	2,51	12,67	7,97	1,11	0,16	2,33	1,39	20,00	11,91	0,65	0,09

SPLA20P20

immersion time	150						160						170						180					
	mass loss		mass loss total		mass loss	mass loss rate	mass loss		mass loss total		mass loss	mass loss rate	mass loss		mass loss total		mass loss	mass loss rate	mass loss		mass loss total		mass loss	mass loss rate
	(mg)	%	(mg)	%	(mg/cm ²)	(mg.cm ⁻² .day ⁻¹)	(mg)	%	(mg)	%	(mg/cm ²)	(mg.cm ⁻² .day ⁻¹)	(mg)	%	(mg)	%	(mg/cm ²)	(mg.cm ⁻² .day ⁻¹)	(mg)	%	(mg)	%	(mg/cm ²)	(mg.cm ⁻² .day ⁻¹)
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	4,67	3,25	4,67	3,25	1,30	0,19	9,67	5,99	9,67	5,99	2,68	0,38	9,67	6,52	9,67	6,52	2,68	0,38	8,67	5,96	8,67	5,96	2,41	0,34
14	3,00	2,15	7,67	5,34	0,83	0,12	3,67	2,39	13,33	8,26	1,02	0,15	1,67	1,20	11,33	7,64	0,46	0,07	2,00	1,47	10,67	7,35	0,56	0,08
21	3,00	2,20	10,67	7,42	0,83	0,12	1,33	0,90	14,67	9,09	0,37	0,05	0,67	0,49	12,00	8,09	0,19	0,03	0,00	0,00	10,67	7,35	0,00	0,00
28	4,00	2,79	14,67	10,22	1,11	0,16	9,33	5,78	24,00	14,87	2,59	0,37	2,00	1,35	14,00	9,44	0,56	0,08	4,33	3,00	15,00	10,35	1,20	0,17

Lampiran 11. Tabel FTIR Miniplate dengan material PLA murni (SPLA0) dan PLA/PEG 10% (SPLA0P10)

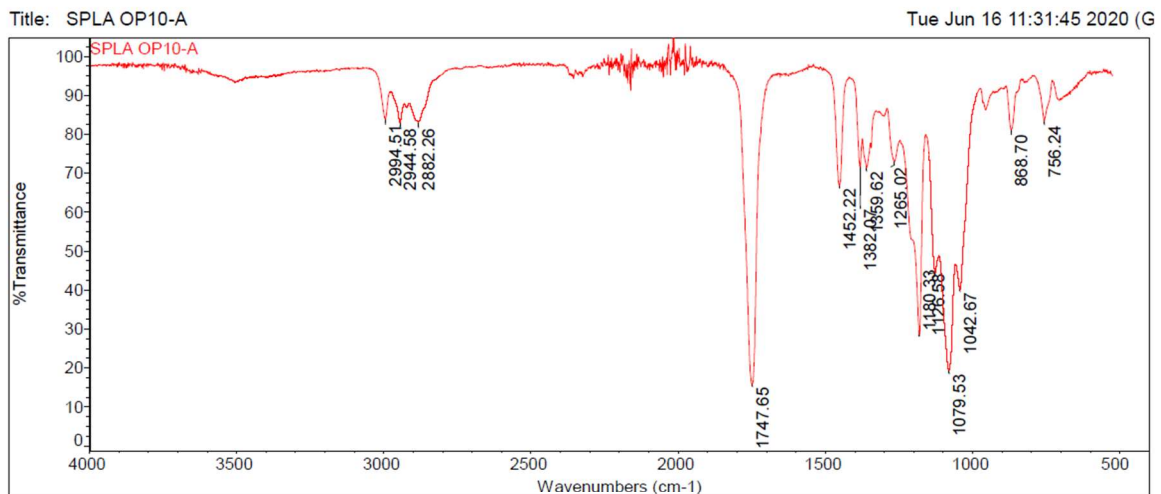


Collection time: Fri Jun 12 10:54:29 2020 (GMT+07:00) Spectrum: SPLA0
 Region: 3495.26-649.97
 Search type: Correlation
 Hit List

Index	Match	Compound name	Library
2603	96.02	Poly(L - Lactic Acid, Polysci	HR Comprehensive Forensic FT-IR Collection
2612	94.80	Poly(dl - Lactic Acid), 1,4- Dioxane -	HR Comprehensive Forensic FT-IR Collection
2803	93.09	2,5 - Dione -3,5 - Dimethyl Homopolymer,	HR Comprehensive Forensic FT-IR Collection
1574	91.66	Polylactate, Nature Works PLA	HR Comprehensive Forensic FT-IR Collection
		Ingeo, PolyLactate from Corn, Far Easter	HR Comprehensive Forensic FT-IR Collection
		n	HR Comprehensive Forensic FT-IR Collection
1297	91.55	Fiber, Ingeo, From Corn	HR Comprehensive Forensic FT-IR Collection
2616	84.15	Poly(L - Lactide - Co - Glycolide) 70-	HR Comprehensive Forensic FT-IR Collection
		30, Polysci.	HR Nicolet Vapor Phase
3784	70.35	Diethyl 2-oxoglutarate; Diethyl 2-oxopen	HR Nicolet Vapor Phase
		tanedioate	HR Nicolet Vapor Phase
6864	68.05	(R)-(-)-Ethyl mandelate; (R)-(-)-Ethyl a	HR Nicolet Vapor Phase
		-hydroxyphenylacetate	HR Nicolet Vapor Phase
6862	67.44	Ethyl mandelate; Ethyl a-hydroxyphenylac	HR Nicolet Vapor Phase
		etate	HR Nicolet Vapor Phase
3194	66.02	5-Isopropenyl-2-methyl-2-cyclohexen-1-yl	HR Nicolet Vapor Phase
		proanoate, Carnyl propionate	

Peak list:

Position	Intensity
704.25	83.199
755.65	77.995
867.99	78.050
956.17	86.438
1042.29	41.362
1079.68	23.897
1127.39	50.924
1180.40	35.500
1262.95	76.155
1359.97	78.927
1381.52	78.631
1451.70	76.535
1745.96	37.328



Collection time: Fri Jun 12 11:16:13 2020 (GMT+07:00)

Tue Jun 16 11:31:43 2020 (GMT+07:00)

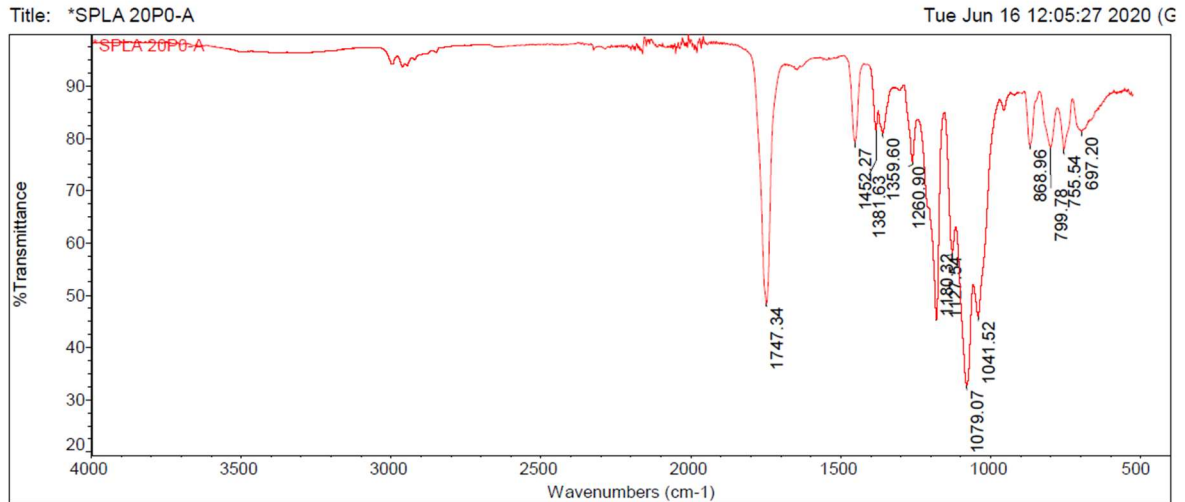
FIND PEAKS: SPLA OP10-A
 Spectrum: SPLA OP10-A
 Region: 4000.00 400.00
 Absolute threshold: 85.461
 Sensitivity: 50

Peak list:

Position	Intensity
756.24	83.407
868.70	81.127
1042.67	40.230
1079.53	19.538
1128.58	44.517
1180.33	28.575
1265.02	73.015
1359.62	71.421
1382.07	71.667
1452.22	66.831
1747.65	15.662
2882.26	83.040
2944.58	82.914
2994.51	83.947

No search results for the selected spectrum!

Lampiran 12. Tabel FTIR Miniplate dengan material PLA/pati sagu(SPLA20P0) dan PLA/pati sagu/PEG 10% (SPLA20P10)



Collection time: Mon Jun 15 11:25:19 2020 (GMT+0)

No search results for the selected spectrum!

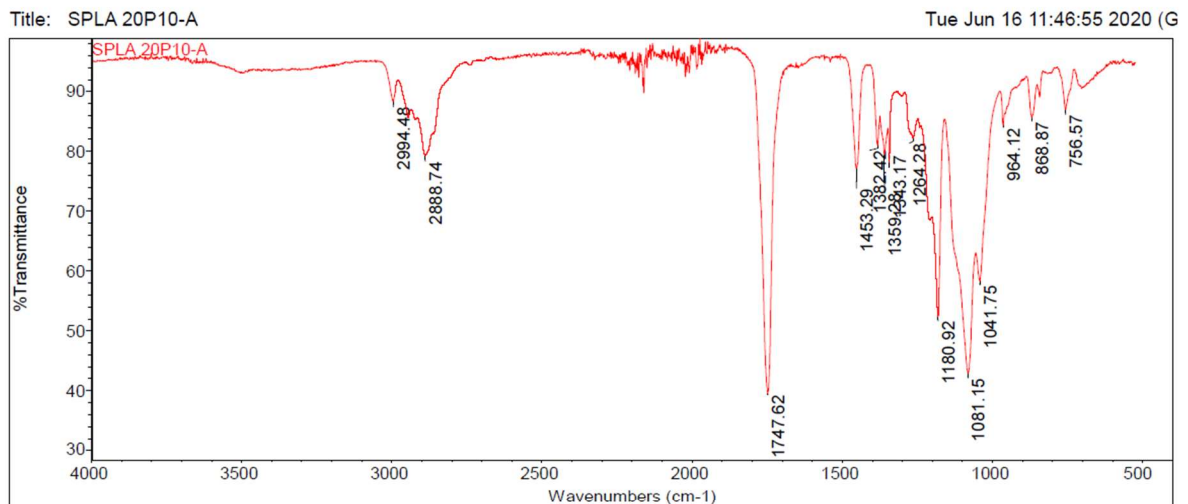
Tue Jun 16 12:05:26 2020 (GMT+07:00)

FIND PEAKS:

Spectrum: *SPLA 20P0-A
 Region: 4000.00 400.00
 Absolute threshold: 82.823
 Sensitivity: 50

Peak list:

Position	Intensity
697.20	81.302
755.54	77.900
799.78	78.221
868.96	78.727
1041.52	45.939
1079.07	32.822
1127.54	58.267
1180.32	45.446
1260.90	75.543
1359.60	81.007
1381.63	81.506
1452.27	79.310
1747.34	48.406



Collection time: Mon Jun 15 13:54:54 2020 (GMT+0)

Tue Jun 16 11:46:53 2020 (GMT+07:00)

FIND PEAKS:

Spectrum: SPLA 20P10-A
 Region: 4000.00 400.00
 Absolute threshold: 88.735
 Sensitivity: 50

Peak list:

Position	Intensity
756.57	86.977
868.87	85.566
964.12	84.331
1041.75	58.335
1081.15	43.036
1180.92	52.321
1264.28	82.183
1343.17	78.130
1359.28	79.404
1382.42	81.036
1453.29	77.160
1747.62	39.520
2888.74	79.279
2994.48	88.329

Spectrum: SPLA 20P10-A
 Region: 3495.26-649.97
 Search type: Correlation

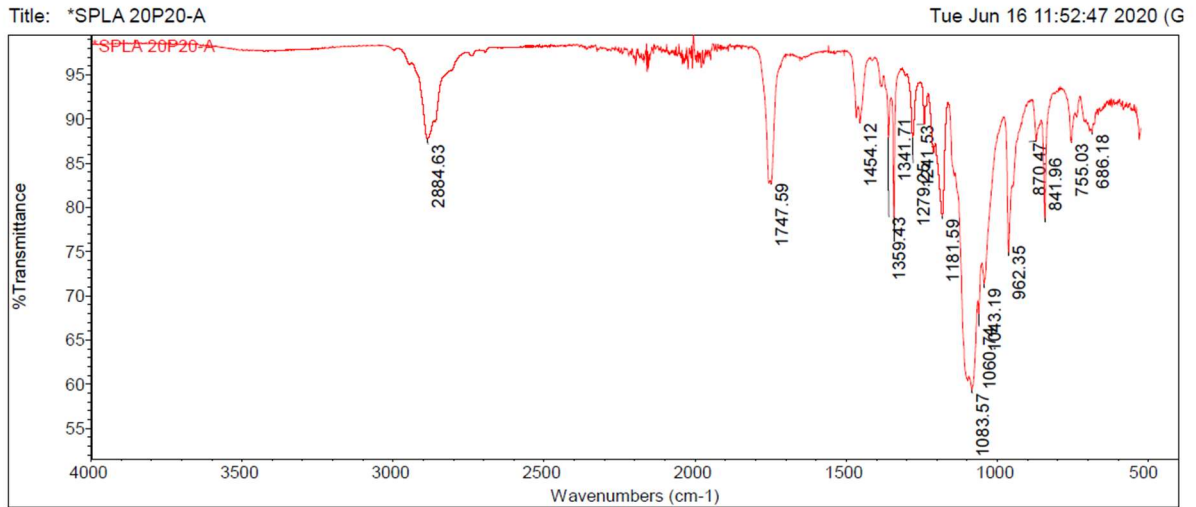
Hit List:

Index	Match	Compound name
2603	91.75	Poly L - Lactic Acid, Polysci
2803	90.72	Poly lactate, Nature Works PLA
2612	89.87	Poly(dl - Lactic Acid), 1,4- Dioxane - 2,5 - Dione -3,5 - Dimethyl Homopolymer, Ingeo, PolyLactate from Corn, Far Easter n
1574	89.87	Ingeo, PolyLactate from Corn, Far Easter n
1297	88.56	Fiber, Ingeo, From Corn
2616	79.88	Poly(L - Lactide - Co - Glycolide) 70- 30, Polysci
6864	69.57	(R)-(-)-Ethyl mandelate; (R)-(-)-Ethyl a -hydroxyphenylacetate
6862	69.23	Ethyl mandelate; Ethyl a-hydroxyphenylac etate
6863	68.60	(S)-(+)-Ethyl mandelate; (S)-(+)-Ethyl a -hydroxyphenylacetate
3784	67.14	Diethyl 2-oxoglutarate; Diethyl 2-oxopen tanedioate

Library

HR Comprehensive Forensic FT-IR Collection
HR Comprehensive Forensic FT-IR Collection
HR Comprehensive Forensic FT-IR Collection
HR Comprehensive Forensic FT-IR Collection
HR Nicolet Vapor Phase
HR Nicolet Vapor Phase
HR Nicolet Vapor Phase
HR Nicolet Vapor Phase

Lampiran 13. Tabel FTIR Miniplate dengan material PLA/pati sagu/PEG 20% (SPLA20P20)



Collection time: Mon Jun 15 14:51:08 2020 (GMT+0

No search results for the selected spectrum!

Tue Jun 16 11:52:44 2020 (GMT+07:00)

FIND PEAKS:

Spectrum: *SPLA 20P20-A
 Region: 4000.00 - 400.00
 Absolute threshold: 89.954
 Sensitivity: 50

Position	Intensity
686.18	86.522
755.03	87.373
841.96	78.831
870.47	87.597
962.35	74.990
1043.19	71.330
1060.74	87.961
1083.57	59.390
1181.59	78.989
1241.53	89.382
1279.25	87.880
1341.71	78.876
1359.43	87.911
1454.12	89.569
1747.59	82.691
2884.63	87.784



Lampiran 14. Hasil Uji XRD Miniplate dengan material PLA murni (SPLA0)

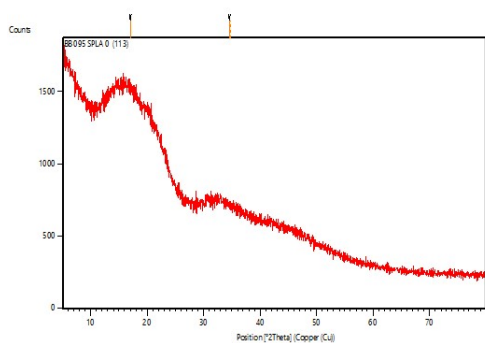
Anchor Scan Parameters

Dataset Name: BB 095 SPLA 0 (113)
File name: D:\XRD DATA\2020\JUNI 2020\BB 095 SPLA 0 (113).xrdml
Comment: Pengukuran Si 4 April 2014
Configuration=Stage for flat samples, Owner=User-1, Creation date=11/19/2013 1:45:18 PM
Goniometer=Theta/Theta; Minimum step size 2Theta:0.0001; Minimum step size Omega:0.0001
Sample stage=Stage for flat samples/holders
Diffractometer system=EMPYREAN
Measurement program=C:\PANalytical\Data Collector\Programs\0-Pengukuran default.xrdmp, Identifier={06B5A51C-3119-45C3-8133-E6F4F6D9AEDC}
Measurement Date / Time: 6/11/2020 1:42:13 PM
Operator: BATAN
Raw Data Origin: XRD measurement (*.XRDML)
Scan Axis: Gonio
Start Position [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 5.0131
End Position [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 79.9711
Step Size [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 0.0260
Scan Step Time [s]: 22.4400
Scan Type: Continuous
PSD Mode: Scanning
PSD Length [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 3.35
Offset [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 0.0000
Divergence Slit Type: Fixed
Divergence Slit Size [$^{\circ}$]: 0.4354
Specimen Length [mm]: 10.00
Measurement Temperature [$^{\circ}\text{C}$]: 25.00
Anode Material: Cu
K-Alpha1 [\AA]: 1.54060
K-Alpha2 [\AA]: 1.54443
K-Beta [\AA]: 1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio: 0.50000
Generator Settings: 30 mA, 40 kV
Diffractometer Type: 0000000011150754
Diffractometer Number: 0
Goniometer Radius [mm]: 240.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]: 100.00
Incident Beam Monochromator: No
Spinning: No

Peak List

Pos. [$^{\circ}2\text{Th.}$]	Height [cts]	FWHMLeft [$^{\circ}2\text{Th.}$]	d-spacing [\AA]	Rel. Int. [%]
16.97 (4)	342 (9)	8.8 (1)	5.21991	100.00
17.01 (4)	171 (9)	8.8 (1)	5.21991	50.00
34.6 (3)	31 (6)	4.5 (4)	2.59131	8.95
34.7 (3)	15 (6)	4.5 (4)	2.59131	4.48

Graphics



Lampiran 15. Hasil Uji XRD Miniplate dengan material PLA/PEG 10% (SPLA0P10)

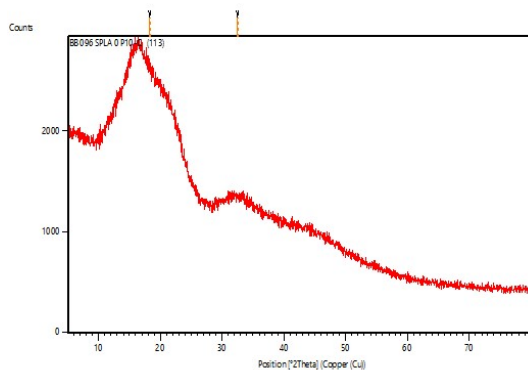
Anchor Scan Parameters

Dataset Name: BB 096 SPLA 0 P10-C (113)
 File name: D:\XRD DATA\2020\JUNI 2020\BB 096 SPLA 0 P10-C (113).xrdml
 Comment: Pengukuran Si 4 April 2014
 Configuration=Stage for flat samples, Owner=User-1, Creation date=11/19/2013 1:45:18 PM
 Goniometer=Theta/Theta; Minimum step size 2Theta:0.0001; Minimum step size Omega:0.0001
 Sample stage=Stage for flat samples/holders
 Diffractometer system=EMPYREAN
 Measurement program=C:\PANalytical\Data Collector\Programs\0-Pengukuran default.xrdmp, Identifier={06B5A51C-3119-45C3-8133-E6F4F6D9AEDC}
 Measurement Date / Time: 6/11/2020 1:48:48 PM
 Operator: BATAN
 Raw Data Origin: XRD measurement (*.XRDML)
 Scan Axis: Gonio
 Start Position [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 5.0131
 End Position [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 79.9711
 Step Size [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 0.0260
 Scan Step Time [s]: 22.4400
 Scan Type: Continuous
 PSD Mode: Scanning
 PSD Length [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 3.35
 Offset [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 0.0000
 Divergence Slit Type: Fixed
 Divergence Slit Size [$^{\circ}$]: 0.4354
 Specimen Length [mm]: 10.00
 Measurement Temperature [$^{\circ}\text{C}$]: 25.00
 Anode Material: Cu
 K-Alpha1 [\AA]: 1.54060
 K-Alpha2 [\AA]: 1.54443
 K-Beta [\AA]: 1.39225
 K-A2 / K-A1 Ratio: 0.50000
 Generator Settings: 30 mA, 40 kV
 Diffractometer Type: 0000000011150754
 Diffractometer Number: 0
 Goniometer Radius [mm]: 240.00
 Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]: 100.00
 Incident Beam Monochromator: No
 Spinning: No

Peak List

Pos. [$^{\circ}2\text{Th.}$]	Height [cts]	FWHMLeft [$^{\circ}2\text{Th.}$]	d-spacing [\AA]	Rel. Int. [%]
18.29 (6)	498 (62)	9 (1)	4.84700	100.00
18.33 (6)	249 (62)	9 (1)	4.84700	50.00
32.5 (2)	106 (24)	5 (1)	2.75687	21.22
32.5 (2)	53 (24)	5 (1)	2.75687	10.61

Graphics



Lampiran 16. Hasil Uji XRD Miniplate dengan material PLA/pati sagu 20% (SPLA20P0)

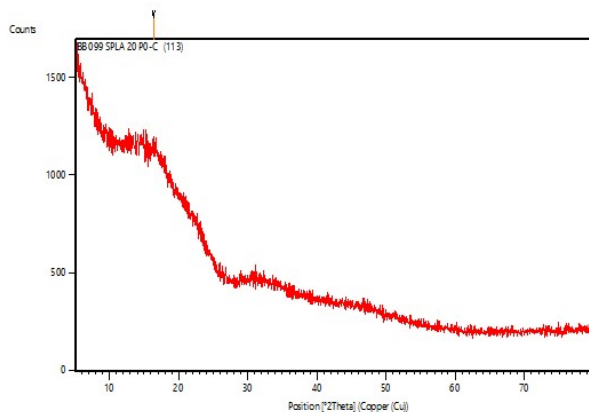
Anchor Scan Parameters

Dataset Name: BB 099 SPLA 20 P0-C (113)
File name: D:\XRD DATA\2020\JUNI 2020\BB 099 SPLA 20 P0-C (113).xrdml
Comment: Pengukuran Si 4 April 2014
Configuration=Stage for flat samples, Owner=User-1, Creation date=11/19/2013 1:45:18 PM
Goniometer=Theta/Theta; Minimum step size 2Theta:0.0001; Minimum step size Omega:0.0001
Sample stage=Stage for flat samples/holders
Diffractometer system=EMPYREAN
Measurement program=C:\PANalytical\Data Collector\Programs\0-Pengukuran default.xrdmp, Identifier={06B5A51C-3119-45C3-8133-E6F4F6D9AEDC}
Measurement Date / Time: 6/11/2020 2:18:07 PM
Operator: BATAN
Raw Data Origin: XRD measurement (*.XRDML)
Scan Axis: Gonio
Start Position [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 5.0131
End Position [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 79.9711
Step Size [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 0.0260
Scan Step Time [s]: 22.4400
Scan Type: Continuous
PSD Mode: Scanning
PSD Length [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 3.35
Offset [$^{\circ}2\text{Th.}$]: 0.0000
Divergence Slit Type: Fixed
Divergence Slit Size [$^{\circ}$]: 0.4354
Specimen Length [mm]: 10.00
Measurement Temperature [$^{\circ}\text{C}$]: 25.00
Anode Material: Cu
K-Alpha1 [\AA]: 1.54060
K-Alpha2 [\AA]: 1.54443
K-Beta [\AA]: 1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio: 0.50000
Generator Settings: 30 mA, 40 kV
Diffractometer Type: 0000000011150754
Diffractometer Number: 0
Goniometer Radius [mm]: 240.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]: 100.00
Incident Beam Monochromator: No
Spinning: No

Peak List

Pos. [$^{\circ}2\text{Th.}$]	Height [cts]	FWHMLeft [$^{\circ}2\text{Th.}$]	d-spacing [\AA]	Rel. Int. [%]
16.3525	187.96	8.7948	5.41630	100.00
16.3934	93.98	8.7948	5.41630	50.00

Graphics



Lampiran 17. Hasil Uji XRD Miniplate dengan material PLA/pati sagu/PEG 10% (SPLA20P10)

Anchor Scan Parameters

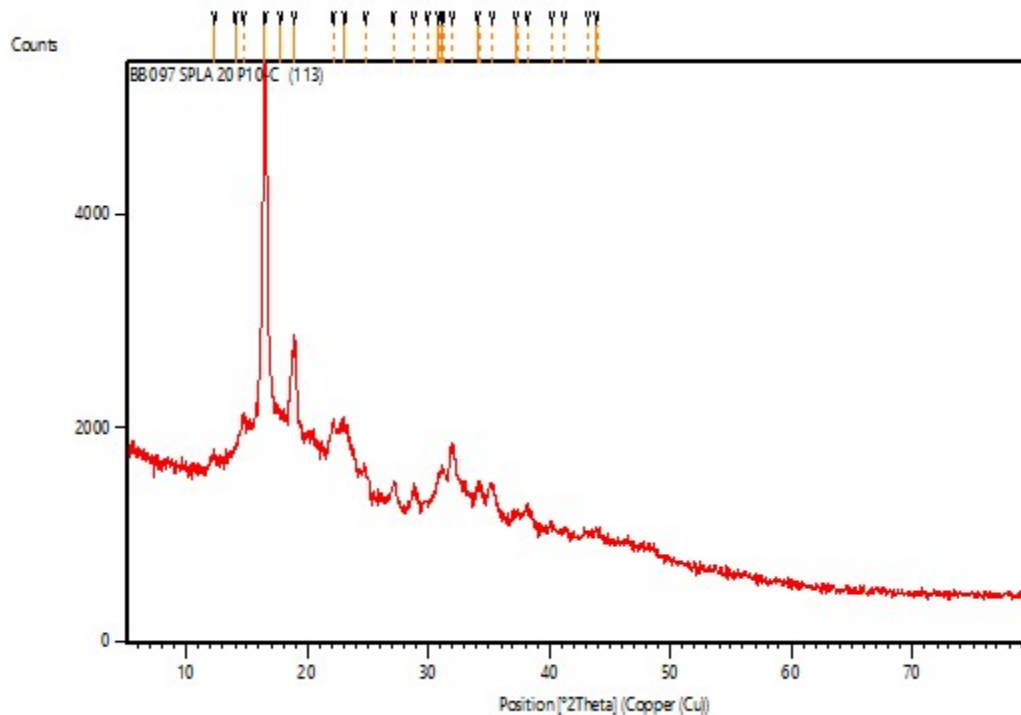
Dataset Name: BB 097 SPLA 20 P10-C (113)
 File name: D:\XRD DATA\2020\JUNI 2020\BB 097 SPLA 20 P10-C (113).xrdml
 Comment: Pengukuran Si 4 April 2014
 Configuration=Stage for flat samples, Owner=User-1, Creation date=11/19/2013 1:45:18 PM
 Goniometer=Theta/Theta; Minimum step size 2Theta:0.0001; Minimum step size Omega:0.0001
 Sample stage=Stage for flat samples/holders
 Diffractometer system=EMPYREAN
 Measurement program=C:\PANalytical\Data Collector\Programs\0-Pengukuran default.xrdmp, Identifier={06B5A51C-3119-45C3-8133-E6F4F6D9AEDC}
 Measurement Date / Time: 6/11/2020 1:56:55 PM
 Operator: BATAN
 Raw Data Origin: XRD measurement (*.XRDML)
 Scan Axis: Gonio
 Start Position [°2Th.]: 5.0131
 End Position [°2Th.]: 79.9711
 Step Size [°2Th.]: 0.0260
 Scan Step Time [s]: 22.4400
 Scan Type: Continuous
 PSD Mode: Scanning
 PSD Length [°2Th.]: 3.35
 Offset [°2Th.]: 0.0000
 Divergence Slit Type: Fixed
 Divergence Slit Size [°]: 0.4354
 Specimen Length [mm]: 10.00
 Measurement Temperature [°C]: 25.00
 Anode Material: Cu
 K-Alpha1 [Å]: 1.54060
 K-Alpha2 [Å]: 1.54443
 K-Beta [Å]: 1.39225
 K-A2 / K-A1 Ratio: 0.50000
 Generator Settings: 30 mA, 40 kV
 Diffractometer Type: 0000000011150754
 Diffractometer Number: 0
 Goniometer Radius [mm]: 240.00
 Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]: 100.00
 Incident Beam Monochromator: No
 Spinning: No

Peak List

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHMLeft [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
12.28 (4)	78 (28)	0 (1)	7.20005	3.26
12.31 (4)	39 (28)	0 (1)	7.20005	1.63
14 (80896100171363)	0 (1405)	0 (198110746128215)	6.31874	0.00
14 (80896100171363)	0 (1405)	0 (198110746128215)	6.31874	0.00
14.74 (4)	171 (23)	0.9 (2)	6.00535	7.17
14.78 (4)	86 (23)	0.9 (2)	6.00535	3.59
16.482 (2)	2386 (82)	0.42 (2)	5.37410	100.00
16.523 (2)	1193 (82)	0.42 (2)	5.37410	50.00
17.7 (2)	142 (17)	3.1 (2)	4.99450	5.94
17.8 (2)	71 (17)	3.1 (2)	4.99450	2.97
18.872 (5)	584 (27)	0.47 (2)	4.69838	24.48
18.920 (5)	292 (27)	0.47 (2)	4.69838	12.24
22.13 (3)	156 (24)	0.35 (6)	4.01359	6.53
22.19 (3)	78 (24)	0.35 (6)	4.01359	3.26
23.06 (4)	256 (19)	1.3 (2)	3.85398	10.71

23.12 (4)	128 (19)	1.3 (2)	3.85398	5.35
24.78 (3)	111 (20)	0.5 (2)	3.58945	4.64
24.85 (3)	55 (20)	0.5 (2)	3.58945	2.32
27.05 (7)	325 (220)	1 (1)	3.29374	13.63
27.12 (7)	163 (220)	1 (1)	3.29374	6.81
28.78 (6)	216 (139)	1 (1)	3.09957	9.06
28.85 (6)	108 (139)	1 (1)	3.09957	4.53
29.9 (2)	106 (104)	1 (1)	2.98344	4.45
30.0 (2)	53 (104)	1 (1)	2.98344	2.23
30.84 (9)	214 (126)	0.7 (4)	2.89742	8.99
30.91 (9)	107 (126)	0.7 (4)	2.89742	4.49
31.20 (2)	118 (149)	0.3 (2)	2.86476	4.96
31.28 (2)	59 (149)	0.3 (2)	2.86476	2.48
31.96 (3)	445 (54)	1.0 (1)	2.79779	18.64
32.04 (3)	222 (54)	1.0 (1)	2.79779	9.32
34.1 (2)	170 (34)	3 (1)	2.62915	7.11
34.2 (2)	85 (34)	3 (1)	2.62915	3.55
35.24 (2)	136 (49)	0.6 (1)	2.54452	5.71
35.33 (2)	68 (49)	0.6 (1)	2.54452	2.85
37.25 (4)	64 (16)	0.6 (1)	2.41169	2.69
37.35 (4)	32 (16)	0.6 (1)	2.41169	1.35
38.14 (3)	104 (15)	0.62 (8)	2.35736	4.34
38.24 (3)	52 (15)	0.62 (8)	2.35736	2.17
40.18 (8)	21 (13)	0.4 (3)	2.24244	0.88
40.29 (8)	10 (13)	0.4 (3)	2.24244	0.44
41.2 (1)	16 (12)	0.3 (2)	2.18916	0.66
41.3 (1)	8 (12)	0.3 (2)	2.18916	0.33
43.163 (4)	265 (8819)	0.01 (9)	2.09422	11.12
43.275 (4)	133 (8819)	0.01 (9)	2.09422	5.56
43.90 (4)	55 (8)	0.7 (1)	2.06086	2.30
44.01 (4)	27 (8)	0.7 (1)	2.06086	1.15

Graphics



Lampiran 18. Hasil Uji XRD Miniplate dengan material PLA/pati sagu/PEG 20% (SPLA20P20)

Anchor Scan Parameters

Dataset Name: BB 098 SPLA 20 P20-C (113)
 File name: D:\XRD DATA\2020\JUNI 2020\BB 098 SPLA 20 P20-C (113).xrdml
 Comment: Pengukuran Si 4 April 2014
 Configuration=Stage for flat samples, Owner=User-1, Creation date=11/19/2013 1:45:18 PM
 Goniometer=Theta/Theta; Minimum step size 2Theta:0.0001; Minimum step size Omega:0.0001
 Sample stage=Stage for flat samples/holders
 Diffractometer system=EMPYREAN
 Measurement program=C:\PANalytical\Data Collector\Programs\0-Pengukuran default.xrdmp, Identifier={06B5A51C-3119-45C3-8133-E6F4F6D9AEDC}
 Measurement Date / Time: 6/11/2020 2:09:58 PM
 Operator: BATAN
 Raw Data Origin: XRD measurement (*.XRDML)
 Scan Axis: Gonio
 Start Position [°2Th.]: 5.0131
 End Position [°2Th.]: 79.9711
 Step Size [°2Th.]: 0.0260
 Scan Step Time [s]: 22.4400
 Scan Type: Continuous
 PSD Mode: Scanning
 PSD Length [°2Th.]: 3.35
 Offset [°2Th.]: 0.0000
 Divergence Slit Type: Fixed
 Divergence Slit Size [°]: 0.4354
 Specimen Length [mm]: 10.00
 Measurement Temperature [°C]: 25.00
 Anode Material: Cu
 K-Alpha1 [Å]: 1.54060
 K-Alpha2 [Å]: 1.54443
 K-Beta [Å]: 1.39225
 K-A2 / K-A1 Ratio: 0.50000
 Generator Settings: 30 mA, 40 kV
 Diffractometer Type: 0000000011150754
 Diffractometer Number: 0
 Goniometer Radius [mm]: 240.00
 Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]: 100.00
 Incident Beam Monochromator: No
 Spinning: No

Peak List

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHMLeft [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
15.52 (4)	334 (50)	2.1 (2)	5.70575	17.79
15.56 (4)	167 (50)	2.1 (2)	5.70575	8.90
16.916 (3)	1879 (35)	0.52 (1)	5.23708	100.00
16.958 (3)	940 (35)	0.52 (1)	5.23708	50.00
19.352 (7)	663 (297)	0.6 (2)	4.58309	35.27
19.400 (7)	331 (297)	0.6 (2)	4.58309	17.63
23.385 (9)	729 (29)	1.48 (6)	3.80104	38.80
23.443 (9)	365 (29)	1.48 (6)	3.80104	19.40

Graphics

