

**DEGRADASI POLIBLEN [POLI(KAPROLAKTON) DAN
POLI(ASAM GLIKOLAT)]**

RIO ANDRIYUDHA



**DEPARTEMEN KIMIA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
INSTITUT PERTANIAN BOGOR
BOGOR
2007**

ABSTRAK

RIO ANDRIYUDHA. Degradasi Poliblen [Poli(kaprolakton) dan Poli(asamglikolat)]. Dibimbing oleh TETTY KEMALA dan ACHMAD SJAHRIZA.

Poli(kaprolakton) (PCL) dan poli(asam glikolat) (PGA) merupakan bahan polimer yang banyak digunakan untuk kebutuhan medis. Poliblen PCL dengan PGA adalah campuran PCL dengan PGA secara fisik. Penelitian ini menggunakan empat komposisi PCL dan PGA yang berbeda, yaitu sebesar 50%:50%, 65%:35%, 85%:15%, dan 95%:5%. PCL merupakan bahan dengan komposisi yang paling tinggi dari poliblen. Hasil penelitian menunjukkan film poliblen yang dihasilkan dari empat komposisi yang berbeda bersifat kompatibel. Hasil interpretasi mikroskop fotostereo menunjukkan film poliblen untuk setiap komposisi memiliki permukaan yang homogen sebelum direndam dan permukaan yang tidak homogen sesudah direndam selama 2 bulan dalam larutan buffer fosfat salin dengan pH 7.4. Pengukuran nilai viskositas instrinsik menunjukkan film poliblen dengan komposisi 50%:50% memiliki bobot molekul paling tinggi, komposisi 85%:15%, dan 95%:5% memiliki bobot molekul sama, dan komposisi 65%:15% memiliki bobot molekul paling rendah. Komposisi 50%:50% mengalami penurunan viskositas instrinsik paling tinggi yaitu 57.52%, kemudian komposisi 85%:15%, 65%:35%, dan 95%:5% yaitu sebesar 38.61%, 37.11%, dan 35.35%, sedangkan dari pengukuran bobot film poliblen untuk komposisi 85%:15% mengalami penurunan bobot paling tinggi yaitu 0.13% kemudian komposisi 50%:50% dan 65%:35% mengalami penurunan bobot yang sama besar, dan komposisi 95%:5% mengalami penurunan bobot paling rendah yaitu sebesar 0.07% selama masa degradasi.

ABSTRACT

RIO ANDRIYUDHA. Degradation of Polyblend [Poly(caprolactone) and Poly(glycolic acid)]. Under the direction of TETTY KEMALA and ACHMAD SJAHRIZA.

Poly(caprolactone) (PCL) and poly(glycolic acid) (PGA) are polymer fabric commonly used for medical purpose. Polyblend PCL with PGA is physical blending of PCL and PGA. This research used four different compositions of PCL and PGA, which had value of 50%:50%, 65%:35%, 80%:20%, and 95%:5%. PCL was fabric whose composition is the bigger in polyblend. The result have shown that polyblend film resulted from four different composition was compatible. The photostereo microscope interpretation result have shown that polyblend film for each composition had homogeneous surface before soaked and not homogeneous surface after being soaked for two months in buffer phosphate saline solution with pH 7.4. The measurement of intrinsic viscosity have shown that polyblend film with composition 50%:50% had the highest weight molecule, composition 85%:15%, and 95%:5% had the same weight molecule and composition 65%:15% had the lowest weight molecule. Composition 50%:50% had the most intrinsic viscosity decreased measured 57.52%, composition 85%:15%, 65%:35% and 95%:5% decreased measured 38.61, 37.11%, and 35.35%, while based on measurement of polyblend weight for composition 85%:15% had the most weight decreased measured 0.13%, then composition 50%:50% and 65%:35% had the same weight decreased and the composition 95%:5% had the less weight decreased measured 0.07% during degradation.

**DEGRADASI POLIBLEN [POLI(KAPROLAKTON) DAN
POLI(ASAM GLIKOLAT)]**

RIO ANDRIYUDHA

Skripsi
sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar
Sarjana Sains pada
Departemen Kimia

**DEPARTEMEN KIMIA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
INSTITUT PERTANIAN BOGOR
BOGOR
2007**

Judul : Degradasi Poliblen [Poli(kaprolakton) dan Poli(asam glikolat)]
Nama : Rio Andriyudha
NIM : G44203037

Menyetujui:

Pembimbing I,

Pembimbing II,

Tetty Kemala, M.Si
NIP 132 232 787

Drs. Achmad Sjahriza
NIP 131 842 413

Mengetahui:

Dekan Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Institut Pertanian Bogor,

Prof. Dr. Ir. Yonny Koesmaryono, MS
NIP 131 473 999

Tanggal lulus:

PRAKATA

Puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT atas segala karuniaNya sehingga karya ilmiah ini berhasil diselesaikan. Tema yang dipilih dalam penelitian yang dilaksanakan sejak bulan Februari 2007 ini ialah kimia polimer, dengan judul Degradasi Poliblend [poli(kaprolakton) dan poli(asamglikolat)].

Terima kasih penulis ucapkan kepada Ibu Tetty Kemala M.Si dan Bapak Drs. Achmad Sjahriza selaku pembimbing atas bimbingan, dorongan semangat, dan ilmu yang diberikan kepada peneliti selama penelitian dan penyusunan karya ilmiah ini. Terima kasih tak terhingga juga disampaikan kepada kedua orang tua (Papa dan Mama), kedua adikku Riezky dan Shella, serta seluruh keluarga yang memberikan dorongan semangat, bantuan materi, kesabaran, dan kasih sayang kepada penulis.

Terima kasih juga tak lupa penulis ucapkan kepada Bapak Syawal dan *Mbak* Nur atas segala fasilitas dan kemudahan yang telah diberikan. *Kak* Aqwin dan sahabatku di Al Ghifari terima kasih atas nasihat dan semangatnya. *Mas* Waras, *Mas* Anang, *Kak* Iqbal dan *Filo* atas fasilitas dan canda tawanya. Teman-temanku di Laboratorium Kimia Anorganik, Yayan, Diana, Uti dan teman-teman kimia 39, 40, dan 41 serta Amar terima kasih atas persahabatan dan kenangan indah, semoga Allah senantiasa membalas kebaikan semuanya.

Semoga karya ilmiah ini bermanfaat.

Bogor, Agustus 2007

Rio Andriyudha

RIWAYAT HIDUP

Penulis dilahirkan di Bandar Lampung pada tanggal 25 Januari 1986 dari ayah Suyudi Rais dan ibu Maryati. Penulis merupakan putra pertama dari tiga bersaudara.

Tahun 2003 penulis lulus dari SMU Negeri 9 Bandar Lampung dan pada tahun yang sama lulus seleksi masuk IPB melalui jalur USMI. Penulis memilih Program Studi Kimia, Departemen Kimia, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam.

Selama mengikuti perkuliahan, penulis menjadi asisten praktikum mata kuliah Kimia Dasar TPB tahun ajaran 2005/2006 dan 2007/2008, Biokimia 1 tahun ajaran 2006/2007, Kimia Anorganik II tahun ajaran 2006/2007, Kimia Organik program diploma tiga tahun ajaran 2006/2007 dan Kimia Pangan program diploma tiga tahun ajaran 2007/2008. Tahun 2006 penulis melaksanakan praktik lapangan di Balai Besar Penelitian dan Pengembangan Pascapanen, Cimanggu Bogor. Selain itu, pada tahun 2004 penulis aktif sebagai anggota DPM FMIPA IPB dan 2007 di Departemen Sosial DKM Al-Ghifari IPB.

DAFTAR ISI

	Halaman
DAFTAR TABEL	vii
DAFTAR GAMBAR	vii
DAFTAR LAMPIRAN	vii
PENDAHULUAN	1
TINJAUAN PUSTAKA	
Polimer secara umum	1
Polimer Biodegradabel	2
Poli(kaprolakton) (PCL)	2
Poli(asam glikolat) (PGA)	2
Poliblend	2
Viskometri.....	3
BAHAN DAN METODE	
Bahan dan Alat	3
Metode Penelitian	3
HASIL DAN PEMBAHASAN	
Morfologi Film Poliblen.....	4
Perubahan Morfologi Permukaan Film Poliblen	5
Perubahan Viskositas Instrinsik dan Bobot Film Poliblen	6
SIMPULAN DAN SARAN	
Simpulan	8
Saran	8
DAFTAR PUSTAKA	8
LAMPIRAN	11

DAFTAR TABEL

	Halaman
1 Susunan komposisi poliblen PCL dengan PGA.....	6
2 Penurunan viskositas instrinsik empat komposisi.....	12
3 Penurunan bobot film poliblen dalam persen	13

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
1 Bentuk dan struktur kimia PCL	2
2 Bentuk dan struktur kimia PGA.....	3
3 Film poliblend PCL dengan PGA dengan empat komposisi berbeda	5
4 Permukaan film poliblen sebelum degradasi	6
5 Permukaan film poliblen sesudah degradasi.....	7
6 Mekanisme hidrolisis poliester	7
7 Hubungan penurunan viskositas instrinsik terhadap waktu	8
8 Hubungan penurunan bobot film terhadap waktu.....	8

DAFTAR LAMPIRAN

	Halaman
1 Diagram alir Pembuatan Buffer Fosfat pH 7.4	13
2 Diagram alur penelitian	14
3 Data viskositas instrinsik empat komposisi setiap minggu.....	15
4 Data bobot film poliblend empat komposisi setiap minggu.....	15

PENDAHULUAN

Saat ini penelitian dalam bidang polimer telah terfokus pada peningkatan masa pakai polimer-polimer tertentu. Akan tetapi, keawetan bisa menghasilkan masalah-masalah. Akhir-akhir ini para ahli dan peneliti semakin meningkatkan perhatiannya terhadap sampah polimer yang merusak pemandangan. Meskipun saat ini polimer-polimer sintesis mewakili persentase yang relatif kecil dari semua sampah yang berbentuk padat, polimer tersebut tetap sangat merusak pemandangan, hal ini terjadi jika kita melihat dari segi pemakaiannya yang meluas dalam bidang pengemasan (Steven 2001).

Meskipun motivasi awal untuk mensintesis polimer-polimer degradabel timbul dari pertimbangan-pertimbangan yang bersifat ekologis, sekarang ini banyak penelitian diarahkan ke aplikasi-aplikasi pelepasan terkontrol. Pelepasan terkontrol, mengacu ke pemakaian bahan-bahan yang mengandung polimer untuk bidang pertanian, kedokteran, atau farmasi, yang dilepaskan ke lingkungan pada laju yang konstan untuk jangka waktu yang lama (Steven 2001).

Jenis poliester merupakan polimer yang paling banyak digunakan. Hal ini disebabkan oleh kemudahannya didegradasi dengan mekanisme hidrolisis gugus ester. Dalam beberapa kasus, produk hasil degradasi dapat diserap kembali melalui jalur metabolisme. Oleh karena itu poliester menaruh peranan penting dalam perkembangan rekayasa jaringan (Hubble 1995; Thomson *et al.* 1995a; Yazemski *et al.* 1996; Wong dan Mooney 1997) dan rekayasa jaringan tulang (Kohn dan Langer 1997; Burg *et al.* 2000). Polimer biodegradabel seperti polikaprolakton dan poliasamglikolat banyak digunakan dalam bidang medis (Shalaby 1998; Holland dan Tighe 1992; Hayashi 1994; Kohn dan Langer 1997; Ashammakhi dan Rokkanen 1997). Penerapan utama pada bidang medis adalah sebagai bahan pembuat benang bedah, sistem pengangkutan obat, dan peralatan ortopedik (Behraves *et al.* 1999; Middleton dan Tipton 2000).

Poli(kaprolakton) (PCL) merupakan poliester alifatik yang biokompatibel. PCL digunakan sebagai penyalut obat karena mempunyai permeabilitas obat yang baik. Namun, PCL hanya sesuai untuk sistem penyalut obat jangka panjang, karena waktu degradasi yang lambat.

Poli(asam glikolat) (PGA) merupakan poliester alifatik sederhana. PGA biasa

digunakan dalam bidang medis sebagai mikrosfer, dan benang jahit dalam pembedahan dan mempunyai keunggulan lain dibandingkan dengan polimer lain karena waktu degradasinya relatif lebih cepat dalam tubuh sehingga akan lebih cepat dikeluarkan dari dalam tubuh setelah pengobatan selesai (Huh *et al.* 2006).

Penelitian ini bertujuan untuk mengamati degradasi poliblen antara PCL dengan PGA dan mempelajari pola morfologi dan ketebalan film poliblen antara PCL dengan PGA selama masa degradasi. Pengujian degradasi dilakukan secara *in-vitro* selama 2 bulan. Sampel diamati setiap minggu dengan parameter yang akan diamati ialah perubahan morfologi permukaan film poliblen dan viskositas instrinsik.

TINJAUAN PUSTAKA

Polimer

Polymer berasal dari bahasa Yunani, yaitu *poly* berarti banyak dan *meros* yang berarti bagian atau unit. Istilah polimer biasanya digunakan untuk mendeskripsikan zat dengan berat molekul yang tinggi (Allock & Lampe 1981). Sehingga polimer didefinisikan sebagai suatu senyawa yang terdiri atas pengulangan unit kecil atau sederhana yang terikat dengan ikatan kovalen. Struktur unit ulang biasanya hampir sama dengan senyawa awal pembentuk polimer yang disebut monomer. Panjang rantai polimer dihitung berdasarkan jumlah satuan unit ulang yang terdapat dalam rantai yang disebut *degree of polymerization* atau derajat polimerisasi (DP) (Coward 1991).

Polimer dapat dibedakan dalam tiga kelompok berdasarkan unit-unit ulang pada rantai molekul, yaitu polimer linear, polimer bercabang, dan polimer ikatan silang. Berdasarkan sumbernya polimer digolongkan ke dalam dua jenis yaitu polimer alam dan polimer sintetik. Polimer sintetik diklasifikasikan dalam dua golongan berdasarkan sifat termalnya yaitu termoplastik dan termoset. Yang termasuk golongan termoplastik antara lain polikaprolakton (PCL), poli(asam laktat) (PLA), polipropilen (PP), dan lain-lain. Sedangkan silikon termasuk golongan termoset. Perbedaan utama antara polimer termoplastik dengan termoset ialah termoplastik umumnya berstruktur linear sedangkan termoset berstruktur tiga dimensi.

Polimer Biodegradabel

Polimer biodegradabel yang berasal dari alam maupun sintetik dapat terhidrolisis dalam tubuh baik dengan reaksi enzimatik, non-enzimatik, maupun gabungan keduanya tanpa menghasilkan dampak yang merugikan dan pada akhirnya akan musnah melalui jalur ekskresi biasa. Berbagai jenis polimer biodegradabel baik yang berasal dari alam maupun sintetik telah dikaji untuk sistem penyaluran obat dalam waktu yang lama. Akan tetapi hanya sedikit di antaranya yang benar-benar biokompatibel. Polimer biodegradabel alami seperti *serum bovine albumin* (BSA), *human serum albumin* (HSA), kolagen, gelatin, dan hemoglobin telah dipelajari untuk digunakan dalam sistem penyaluran obat. Akan tetapi penggunaan bahan-bahan tersebut masih sangat terbatas dan harganya relatif mahal, serta masih diragukan kemurniannya (Jalil 1990).

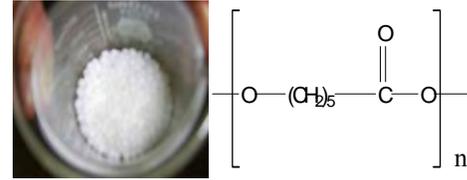
Kebanyakan dari polimer biodegradabel yang dipelajari berasal dari golongan poliester. Diantara poliasam- α -hidroksi seperti PGA, PLA dan kopolimernya mempunyai sejarah cukup panjang sebagai bahan sintetik biodegradabel (Shalaby 1998; Holland dan Tighe 1992; Hayashi 1994; Kohn dan Langer 1997; Ashammakhi dan Rokkanen 1997) dalam bidang medis. Polimer ini digunakan sebagai benang bedah (Cutright *et al.* 1971), piring, perlengkapan ortopedik (Mayer dan Hollinger 1995) dan transplantasi sel (Thomson *et al.* 1995b).

Poli(kaprolakton) (PCL)

Polikaprolakton merupakan jenis poliester yang paling banyak dipelajari dalam golongan poliester (Holland dan Tighe 1992; Hayashi 1994). PCL adalah polimer semikristalin dengan suhu transisi kaca (T_g) -60°C. Polimer ini memiliki suhu leleh rendah yaitu berkisar antara 59° sampai 64°C dan bersifat kompetibel bila dicampur dengan beberapa jenis polimer lain. PCL memiliki waktu degradasi yang lama bila dibandingkan dengan PGA dan digunakan sebagai bahan polimer untuk sistem penyalut obat yang tahan lama. Selain itu PCL bersifat non toksik (Kronenthal 1975).

Waktu degradasi PCL adalah dua sampai tiga tahun (Kronenthal 1975; Holland dan Tighe 1992; Middleton dan Tipton 2000). PCL dengan BM 50.000 g/mol akan terdegradasi sempurna secara *in-vitro* menjadi

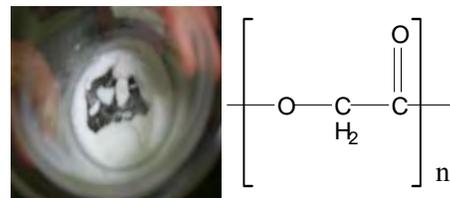
asam kaproat selama tiga tahun (Gabelnick 1983).



Gambar 1 Bentuk dan struktur kimia PCL.

Poli(asam glikolat) (PGA)

Poliasamglikolat merupakan polimer termoplastik dengan kristalinitas berkisar antara 46 sampai 50%. Suhu transisi kaca 36°C dan suhu lelehnya 225°C. Karena kristalinitasnya yang tinggi, PGA tidak larut dalam pelarut organik, kecuali pelarut organik berfluorosensi tinggi seperti heksafluoro isopropanol (Gunatillake dan Adhikari 2003).



Gambar 2 Bentuk dan struktur kimia PGA.

Waktu degradasi PGA adalah 6-12 bulan. Food and Drug Administration (FDA) mengizinkan PGA digunakan untuk kebutuhan klinik karena hasil degradasi PGA adalah asam glikolat. Asam glikolat merupakan senyawa alami yang ada dalam tubuh dan dikeluarkan dari tubuh melalui urin (William dan Mart 1977). Asam glikolat dalam tubuh diubah menjadi karbon dioksida dan air, dan dikeluarkan dari tubuh melalui sistem pernafasan (Gilding 1981). Selain itu asam glikolat dalam tubuh diubah menjadi gliksilat dengan bantuan enzim gliksilat oksidase, setelah itu gliksilat diubah menjadi glisin dengan bantuan enzim glisin transaminase (Hollinger 1983).

Poliblen

Proses blending dalam polimer dikelompokkan menjadi dua jenis, yaitu blending fisika dan blending kimia. Blending fisika yaitu pencampuran secara fisika antara dua jenis polimer atau lebih yang memiliki struktur berbeda dan tidak membentuk ikatan kovalen antara komponen-komponennya. Hasil pencampuran ini disebut poliblen.

Blending kimia yaitu pencampuran antara dua jenis polimer atau lebih yang memiliki struktur berbeda dan ditandai dengan terjadinya ikatan-ikatan kovalen antara polimer-polimer penyusunnya. Blending kimia akan menghasilkan kopolimer.

Interaksi yang terjadi dalam poliblen adalah ikatan Van der Waals, ikatan hidrogen atau interaksi dipol-dipol (Rabek 1980). Polimer ini bertujuan untuk mendapatkan sifat-sifat material yang diinginkan dan disesuaikan dengan keperluan. Poliblen komersial dapat dihasilkan dari polimer sintetik dengan polimer sintetik, polimer sintetik dengan polimer alam, dan polimer alam dengan polimer alam.

Poliblen yang dihasilkan berupa poliblen homogen dan poliblen heterogen. Poliblen homogen terlihat homogen dan transparan, mempunyai titik leleh tunggal dan sifat fisiknya sebanding dengan komposisi masing-masing komponen penyusunnya, sedangkan poliblen heterogen terlihat tidak jelas dan mempunyai beberapa titik leleh (Brown 1988).

Viskometri

Viskometri merupakan metode yang digunakan untuk menentukan ketahanan suatu cairan terhadap aliran (deformasi). Pengukuran-pengukuran viskositas larutan encer memberikan teknik yang paling sederhana dan paling banyak dipakai untuk menetapkan bobot molekul secara rutin. Viskositas diukur dengan cara menetapkan lamanya aliran sejumlah volume larutan melalui kapiler yang panjangnya tetap. Waktu alir dalam detik dicatat sebagai waktu untuk miniskus lewat antara dua tanda batas pada viskometer (Steven 2001). Selain itu, teknik ini dapat digunakan untuk menentukan massa molekul nisbi polimer dengan cara membandingkan viskositas larutan polimer terhadap viskositas pelarut. Metode yang biasa digunakan untuk pengukuran viskositas adalah viskometer Ostwald dan viskometer Ubbelohde. Metode yang digunakan pada penelitian ini adalah viskometer Ostwald.

Metode ini mengukur viskositas dengan cara membandingkan waktu alir pelarut dan larutan polimer pada berbagai kepekatan atau konsentrasi. Viskometer memiliki keunggulan, yaitu untuk mencapai berbagai konsentrasi, larutan polimer dapat diencerkan dalam viskometer dengan menambahkan sejumlah terukur pelarut. Pengukuran dilakukan dengan viskometer dalam penangas

air bersuhu tetap untuk mencegah naik turunnya viskositas akibat perubahan suhu (Steven 2001).

Pengukuran bobot molekul dengan metode ini didasarkan pada persamaan Mark-Houwink – Sakurada, yaitu:

$$[\eta] = k(Mv)^a$$

k dan a merupakan konstanta Mark-Houwink – Sakurada, $[\eta]$ adalah viskositas intrinsik, dan Mv merupakan bobot molekul viskositas. Nilai k dan a bukan merupakan tetapan yang bernilai mutlak. Konstanta tersebut tergantung pada polimer, pelarut, dan suhu (Steven 2001).

BAHAN DAN METODE

Bahan dan Alat

Bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini antara lain poli(asam glikolat) (PGA), poli(kaprolakton) (PCL), kalium hidroksifosfat monobasa (KH_2PO_4) 0.2 M, kalium hidroksifosfat dibasa (K_2HPO_4) 0.2 M, aseton, dan akuades.

Alat yang digunakan antara lain alat-alat gelas, pH meter, *water bath*, *magnetic stierer*, viskometer oswald, *stopwatch*, *bulp*, dan mikroskop foto stereo.

Metode Penelitian

Tahapan penelitian yang dilakukan terdiri atas pembuatan buffer fosfat salin pH 7.4 (Lampiran 1), pembuatan film poliblen poli(kaprolakton) dengan poli(asam glikolat) dengan empat komposisi, karakterisasi degradasi film dari poliblen poli(kaprolakton) dengan poli(asam glikolat) menggunakan alat viskometer oswald dan mikroskop fotostereo (Lampiran 2).

Pembuatan Film Poliblen PCL-PGA (Suprayogi 2007)

Blend PLA dengan PCL disiapkan dengan komposisi yang berbeda, susunan komposisinya dapat dilihat pada Tabel 1. Pembuatan poliblen dilakukan dengan mencampurkan setiap bagian polimer, kemudian dilarutkan menggunakan pelarut aseton teknis sebanyak 10 ml. Larutan kemudian diaduk dengan *magnetic stierer* sampai bercampur merata selama kurang lebih 12 jam. Setelah itu, didiamkan sampai terbebas dari gelembung-gelembung udara dan dicetak diatas permukaan teflon. Cetakan tersebut kemudian diuapkan pada suhu ruang.

Film yang tercetak dilepaskan dari teflon, dan siap untuk di uji degradasi.

Tabel 1 Komposisi poliblen PLA dengan PCL

Komposisi	PCL (%)	PGA (%)
K1	50	50
K2	65	35
K3	80	20
K4	95	5

Uji Degradasi (Kiremitci dan Deniz 1998)

Masing-masing film poliblen untuk tiap komposisi yang berbeda dipotong-potong dengan ukuran 1x1 cm sebanyak 33 buah, kemudian ditimbang bobotnya. Film-film yang telah dipotong-potong tersebut dimasukkan dalam erlenmeyer 100 ml yang berisi 25 ml larutan bufer fosfat salin pH 7.4 dan diberi label sesuai komposisi PCL dan PGA. Sampel selanjutnya diinkubasi pada suhu 37°C selama dua bulan. Setiap satu minggu film-film tersebut diukur viskositas instrinsiknya sampai minggu kedelapan. Setiap tiga hari sekali buffer fosfat salin pH 7.4 diganti dengan yang baru. Minggu pertama dan minggu kedelapan masing-masing film poliblen tiap komposisi difoto permukaannya dengan mikroskop fotostereo.

Pengamatan Bentuk dan Morfologi Menggunakan mikroskop fotostereo

Beberapa miligram film poliblen PCL dengan PGA dikeringkan hingga bebas air. Sampel selanjutnya diletakkan pada tempat objek sampel. Film poliblen masing-masing komposisi kemudian di foto permukaannya setelah mikroskop fotostereo diatur cahaya, fokus, dan perbesaran.

Pengukuran viskositas instrinsik (Lukmana 2007)

Poliblen PCL dengan PGA dibuat larutan dengan lima konsentrasi yaitu 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, dan 0.5 g/dl. Untuk pelarut film poliblen digunakan aseton teknis. Setiap konsentrasi poliblen PCL dengan PGA diukur viskositasnya dengan viskometer oswald pada temperatur ruang (temperatur konstan) dengan cara menghitung waktu alir pelarut tanpa sampel dan waktu alir larutan poliblen PGA

dengan PCL dengan berbagai konsentrasi. Setelah itu, viskositas relatif (η_r) ditentukan dengan cara membandingkan waktu alir pelarut dengan waktu alir larutan polimer (t_0/t). Nilai viskositas spesifik ditentukan dengan cara mengurangi nilai viskositas relatif tiap konsentrasi dengan angka satu. Nilai viskositas reduktif ditentukan dengan cara membagi viskositas spesifik dengan tiap konsentrasi larutan poliblen. Viskositas intrinsik $[\eta]$ dicari dengan cara memplotkan η reduktif/[Poliblen PCL dengan PGA] sebagai sumbu y dan konsentrasi sebagai sumbu x.

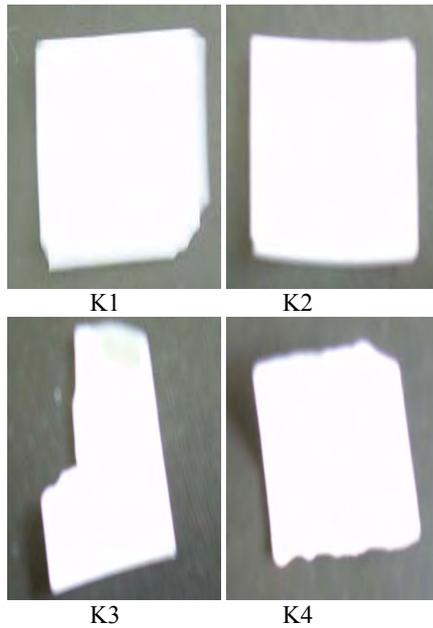
HASIL DAN PEMBAHASAN

Morfologi Permukaan Film Poliblen PCL dengan PGA

Pembuatan film dari poliblen antara PCL dengan PGA menggunakan pelarut aseton teknis dilakukan dengan empat komposisi yang berbeda. Film poliblen PCL dengan PGA yang telah dihasilkan dapat dilihat sifat kompatibilitasnya dengan dua cara. Cara pertama menggunakan alat *Differential Scanning Calorimetry* (DSC). film dari suatu poliblen antara PCL dengan PGA dikatakan bersifat kompatibilitas apabila setelah dianalisis menggunakan alat DSC film tersebut hanya menghasilkan satu titik suhu transisi kaca (T_g) (Steven 2001). Cara kedua melalui pengamatan secara visual misalnya dari kehomogenan film poliblen antara PCL dengan PGA yang dihasilkan. Jika film poliblen antara PCL dengan PGA yang dihasilkan memiliki warna yang homogen berarti antara komponen-komponen penyusunnya dalam hal ini adalah PCL dengan PGA, telah bercampur merata sehingga tidak terdapat perbedaan antara komponen yang satu dengan komponen yang lainnya (Adianti 2007). Film-film yang dihasilkan dapat dilihat pada gambar 3. K1, K2, K3, dan K4 adalah poliblen komposisi 1, 2, 3, dan 4.

Penelitian ini menggunakan pengamatan secara visual untuk mengetahui sifat kompatibilitas dari film poliblen antara PCL dengan PGA yang dihasilkan dari empat komposisi berbeda. Dari pengamatan secara visual, film poliblen antara PCL dengan PGA pada empat komposisi yang berbeda bersifat kompatibel. Film poliblen antara PCL dengan PGA yang dihasilkan dari semua komposisi berwarna putih homogen. Alasan pemilihan komposisi poliblen pada penelitian ini adalah agar poliblen antara PCL dengan PGA mudah

dibuat ke dalam bentuk film. Film yang dihasilkan akan digunakan untuk pencirian degradasi poliblen. Dari hasil penelitian yang dilakukan oleh Suprayogi (2007) film dari poliblen PCL dengan PGA akan sulit dibuat apabila komposisi PGA lebih tinggi dari komposisi PCL.



Gambar 3 Film poliblen PCL dengan PGA dengan empat komposisi yang berbeda

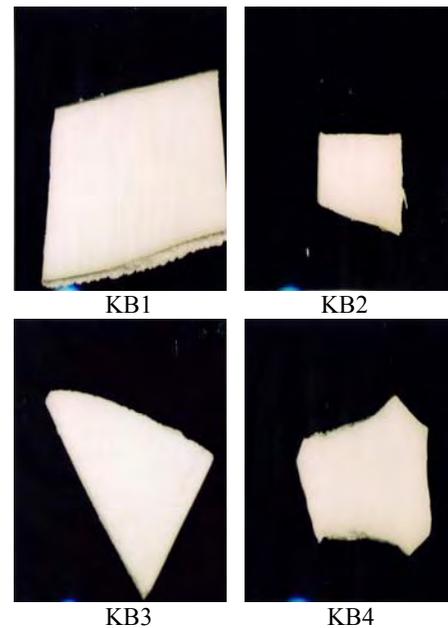
Perubahan Morfologi Permukaan Film Poliblen PCL dengan PGA

Pemutusan ikatan ester pada rantai poliblen PCL dan PGA menyebabkan perubahan nilai viskositas instrinsik poliblen PCL dan PGA yang dapat teramati menggunakan viskometer oswalt, dan juga berpengaruh pada bentuk morfologi permukaan film poliblen PCL dan PGA.

Proses degradasi permukaan film poliblen antara PCL dengan PGA merupakan proses degradasi yang terjadi secara erosi menyeluruh di seluruh permukaan film poliblen antara PCL dengan PGA. Menurut (Chu 1981a,b,c) proses degradasi ada dua tahap. Tahap pertama penyerapan air oleh permukaan film poliblen. Hal ini terjadi karena film poliblen berpori. Kemudian karena semakin banyak air yang diserap hingga ikatan ester pada PCL dan PGA menjadi lemah dan lama-kelamaan akan terputus. Tahap kedua adalah perusakan

struktur kristal dari PCL dan PGA sehingga strukturnya menjadi bersifat amorf.

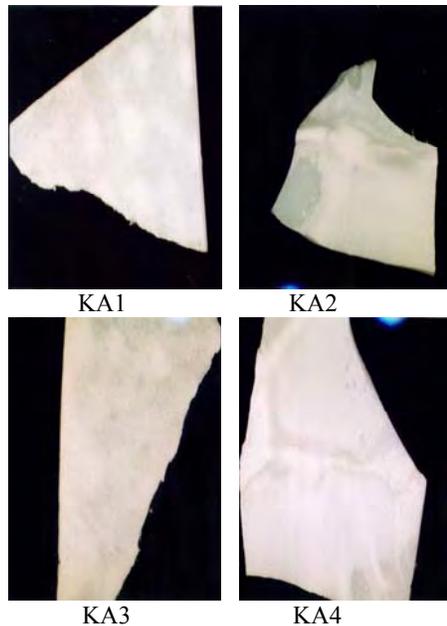
Proses degradasi film poliblen PCL dengan PGA dapat teramati melalui gambar yang diambil menggunakan alat mikroskop fotostereo dengan perbesaran 40 X. gambar ini menunjukkan terjadinya perubahan morfologi permukaan film poliblen setelah direndam dalam larutan buffer fosfat salin pH 7.4 selama 8 minggu dengan suhu 37°C. pH 7.4 adalah pH darah dan suhu 37°C adalah suhu tubuh manusia dalam kondisi sehat. Permukaan film poliblen antara PCL dengan PGA yang awalnya berwarna putih homogen menjadi tidak homogen lagi. Larutan buffer yang digunakan setiap tiga hari diganti dengan larutan buffer yang baru karena pH larutan buffer akan mengalami penurunan akibat adanya asam glikolat dan asam kaproat hasil hidrolisis poliblen PCL dengan PGA. Gambar permukaan film poliblen antara PCL dengan PGA sebelum direndam dengan larutan buffer fosfat salin pH 7.4 dapat dilihat pada gambar 6. KB1, KB2, KB3, dan KB4 adalah komposisi 1, 2, 3, dan 4 sebelum terdegradasi.



Gambar 4 Permukaan film poliblen PCL dengan PGA sebelum degradasi

Proses degradasi poliester secara kimia dalam lingkungan berair terjadi melalui pemutusan ikatan pada sambungan ester dari tulang punggung polimer. Proses ini diawali oleh serangan nukleofilik molekul H₂O pada atom C gugus karbonil poliester. Serangan air pada rantai poliester menyebabkan

terputusnya ikatan ester menghasilkan oligomer-oligomer poliester dengan bobot molekul yang lebih rendah daripada molekul poliester awal. Hidrolisis lebih lanjut akan menghasilkan molekul asam karboksilat dan residu alkohol. Gambar 5 menunjukkan permukaan film poliblend setelah mengalami degradasi selama 2 bulan. KA1, KA2, KA3, dan KA4 adalah komposisi 1, 2, 3, dan 4 setelah terdegradasi.



Gambar 5 Permukaan film poliblend PCL dengan PGA sesudah degradasi

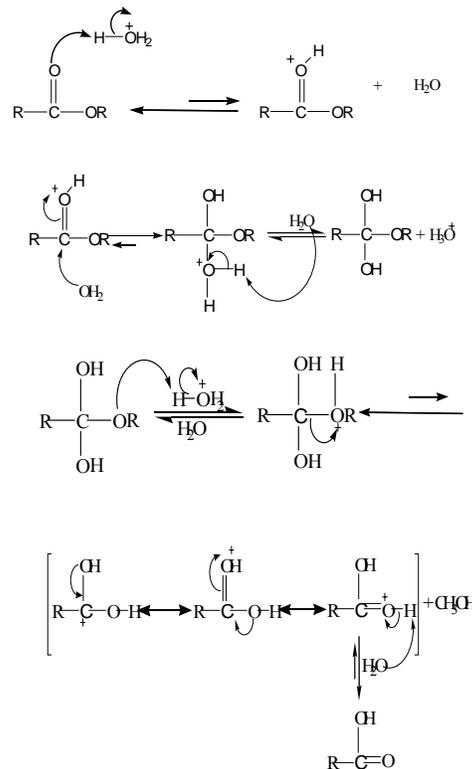
Penurunan Viskositas Instrinsik dan Bobot Film Poliblend PCL dengan PGA

Degradasi merupakan peristiwa terurainya senyawa menjadi senyawa-senyawa lain yang lebih sederhana yang terjadi karena sebab-sebab alami (Latief 2001, Wikipedia 2003), seperti proses fotodegradasi (degradasi yang melibatkan cahaya dan kalor), degradasi kimiawi (hidrolisis), degradasi oleh bakteri dan jamur, degradasi enzimatik, dan degradasi mekanik (angin, abrasi), atau gabungan dari beberapa sebab.

Kemampuan poliester untuk terdegradasi dipengaruhi oleh beberapa faktor di antaranya bobot molekul, derajat dispersitas, dan kristalinitas strukturnya. Semakin tinggi bobot molekul poliester dan semakin tinggi dispersitasnya semakin lama waktu yang dibutuhkan untuk mendegradasi molekul poliester (Budiman 2003, Jain 2000). Kristalinitas polimer juga mempengaruhi laju

degradasi. Struktur polimer kristalin akan lebih sulit terserang molekul air dibandingkan dengan yang berbentuk amorf yang mempunyai struktur tidak teratur sehingga lebih mudah terhidrolisis.

PCL dan PGA merupakan polimer jenis poliester. Degradasi poliester dapat terjadi baik melalui reaksi enzimatik maupun melalui reaksi hidrolisis, ataupun gabungan keduanya. Namun, banyak pustaka mengindikasikan bahwa proses degradasi molekul poliester terjadi tanpa melalui reaksi enzimatik dan murni melalui jalur hidrolisis (Jain 2000).



Gambar 6 Mekanisme hidrolisis gugus ester poliblend PCL dengan PGA.

Bukti terkuat dari proses degradasi film poliblen PCL dengan PGA adalah adanya penurunan nilai viskositas instrinsik selama masa degradasi (data selengkapnya disajikan dalam lampiran 3). Perubahan nilai viskositas instrinsik diukur menggunakan viskosimeter oswald. Gambar 7 menunjukkan penurunan viskositas instrinsik dari empat komposisi poliblen. Semakin kecil nilai viskositas instrinsik poliblen, maka larutan poliblen semakin encer. Hal ini disebabkan putusnya ikatan ester oleh hidrolisis air yang menyebabkan hilangnya monomer-monomer

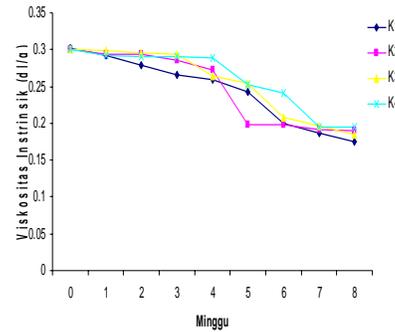
asam kaproat dan asam glikolat dari poliblen PCL dengan PGA.

Dari data nilai viskositas instrinsik pada minggu ke-0 dari empat komposisi film poliblen PCL dengan PGA, komposisi 50%:50% merupakan poliblen PCL dengan PGA dengan bobot molekul yang paling tinggi. Kemudian komposisi 85%:15% dan 95%:5% yang memiliki bobot molekul yang sama, komposisi 65%:35% merupakan poliblen dengan bobot molekul paling rendah. Berdasarkan persamaan Mark-Houwink-Sakurada nilai viskositas instrinsik berbanding lurus dengan bobot molekul dari polimer.

Degradasi poliblen PCL dengan PGA tahap pertama menghasilkan oligomer-oligomer dari PCL dan PGA. Setelah oligomer-oligomer PCL dan PGA terbentuk, oligomer-oligomer tersebut terhidrolisis oleh air menjadi monomer-monomer asam kaproat dan asam glikolat. Masing-masing komposisi film poliblen PCL dengan PGA mengalami penurunan nilai viskositas instrinsik terbesar pada minggu ke-6 untuk komposisi 1, minggu ke-5 untuk komposisi 2, minggu ke-6 untuk komposisi 3, dan minggu ke-7 untuk komposisi 4. selain itu terlihat pula bahwa komposisi 1 memiliki penurunan nilai viskositas instrinsik terbesar selama masa degradasi, yaitu sebesar 57.52%, diikuti komposisi 3, 2, dan 4 masing-masing sebesar 37.11%, 38.61%, dan 35.31%.

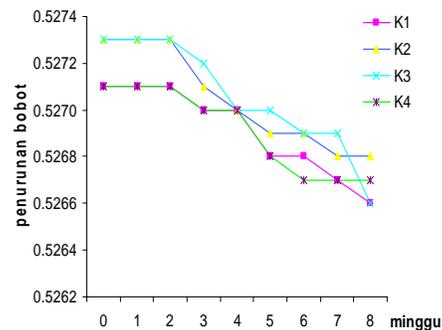
Semakin banyak PCL dalam komposisi suatu poliblen maka poliblen PCL dengan PGA akan sangat lama terdegradasi. Hal ini terjadi karena bobot molekul dari monomer PCL yaitu asam kaproat lebih besar dari bobot molekul monomer PGA yaitu asam glikolat. Semakin tinggi bobot molekul suatu poliester semakin lama waktu yang dibutuhkan untuk terdegradasi (Budiman 2003, Jain 200). Selain itu struktur PCL terdiri dari monomer dengan lima gugus metil sehingga lebih bersifat nonpolar bila dibandingkan dengan struktur PGA yang hanya terdiri dari monomer dengan satu gugus metil. Air merupakan molekul polar sehingga akan banyak terserap pada komposisi poliblen yang banyak mengandung PGA karena monomer PGA cenderung bersifat polar. Dari hasil penelitian diperoleh data penurunan viskositas instrinsik yang tidak sesuai teori, yaitu poliblen komposisi 3 lebih cepat terdegradasi dibandingkan poliblen komposisi 2. Hal ini dikarenakan pengukuran viskositas instrinsik menggunakan alat viskometer oswald. Pengukuran menggunakan alat ini hasilnya kurang teliti karena kerja alat ini sangat

dipengaruhi oleh suhu, faktor ketepatan mata, dan ketepatan menggunakan alat *stopwatch*.



Gambar 7 Perubahan viskositas intrinsik film poliblen tiap komposisi PCL dengan PGA terhadap waktu

Dari kurva penurunan bobot film poliblen pada minggu ke-0 sampai minggu ke-2 semua komposisi poliblen tidak mengalami penurunan bobot. Semua komposisi poliblen baru mengalami penurunan bobot pada minggu ke-3. Hal ini dikarenakan film poliblen yang ditimbang diduga masih mengandung air yang berasal dari larutan buffer yang digunakan untuk medium degradasi semua komposisi film poliblen. Selama masa degradasi komposisi 85%:15% merupakan komposisi yang mengalami penurunan bobot paling tinggi yaitu sebesar 0.13%. komposisi 50%:50% dan 65%:35% mengalami penurunan bobot yang sama yaitu sebesar 0.09%. komposisi 95%:5% adalah komposisi yang mengalami penurunan bobot paling rendah yaitu sebesar 0.07%. Data pengukuran bobot masing-masing komposisi poliblen tiap minggu selama dua bulan disajikan dalam lampiran 4.



Gambar 8 Perubahan bobot film poliblen tiap komposisi PCL dengan PGA terhadap waktu

SIMPULAN DAN SARAN

Simpulan

Film poliblen PCL dengan PGA yang dihasilkan dengan empat komposisi yang berbeda bersifat kompetibel. Perendaman film poliblen PCL dengan PGA pada larutan buffer fosfat salin pH 7.4 selama dua bulan menyebabkan permukaan film poliblen menjadi tidak homogen. komposisi 50%:50% merupakan poliblen PCL dengan PGA dengan bobot molekul yang paling tinggi. Kemudian komposisi 85%:15% dan 95%:5% yang memiliki bobot molekul yang sama, komposisi 65%:35% merupakan poliblen dengan bobot molekul paling rendah. Film poliblen PCL dengan PGA dengan komposisi 50%:50% mengalami penurunan viskositas instrinsik terbesar yaitu 57.52%, kemudian komposisi 80%:15%, 65%:35%, dan 95%:5% mengalami penurunan nilai viskositas instrinsik masing-masing sebesar 38.61%, 37.11%, dan 35.35%. komposisi 85%:15% merupakan komposisi yang mengalami penurunan bobot paling tinggi yaitu sebesar 0.13%. komposisi 50%:50% dan 65%:35% mengalami penurunan bobot yang sama yaitu sebesar 0.09%. komposisi 95%:5% adalah komposisi yang mengalami penurunan bobot paling rendah yaitu sebesar 0.07% selama masa degradasi.

Saran

Perlu dilakukan penelitian lanjutan untuk melihat kompetibilitas film poliblen yang dihasilkan menggunakan *Differential Scanning Calorimetri* (DSC), menentukan bobot molekul poliblen PCL dengan PGA yang dihasilkan menggunakan kromatografi Permeasi Gel (GPC), dan menggunakan kromatografi Cair Kinerja Tinggi (HPLC) untuk menentukan banyaknya monomer asam kaproat dan asam glikolat yang dihasilkan selama waktu degradasi.

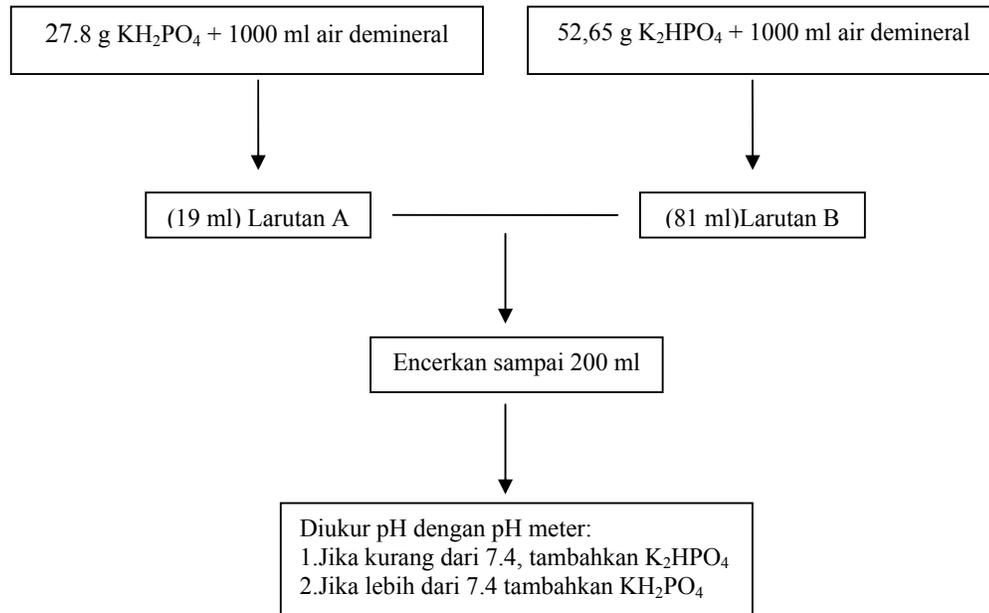
DAFTAR PUSTAKA

Adianti EF. 2007. Pencirian Poliblen [Poli(kaprolakton), Poli(asam glikolat), dan Poli(asam laktat)] [Skripsi]. Bogor: Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Pertanian Bogor.

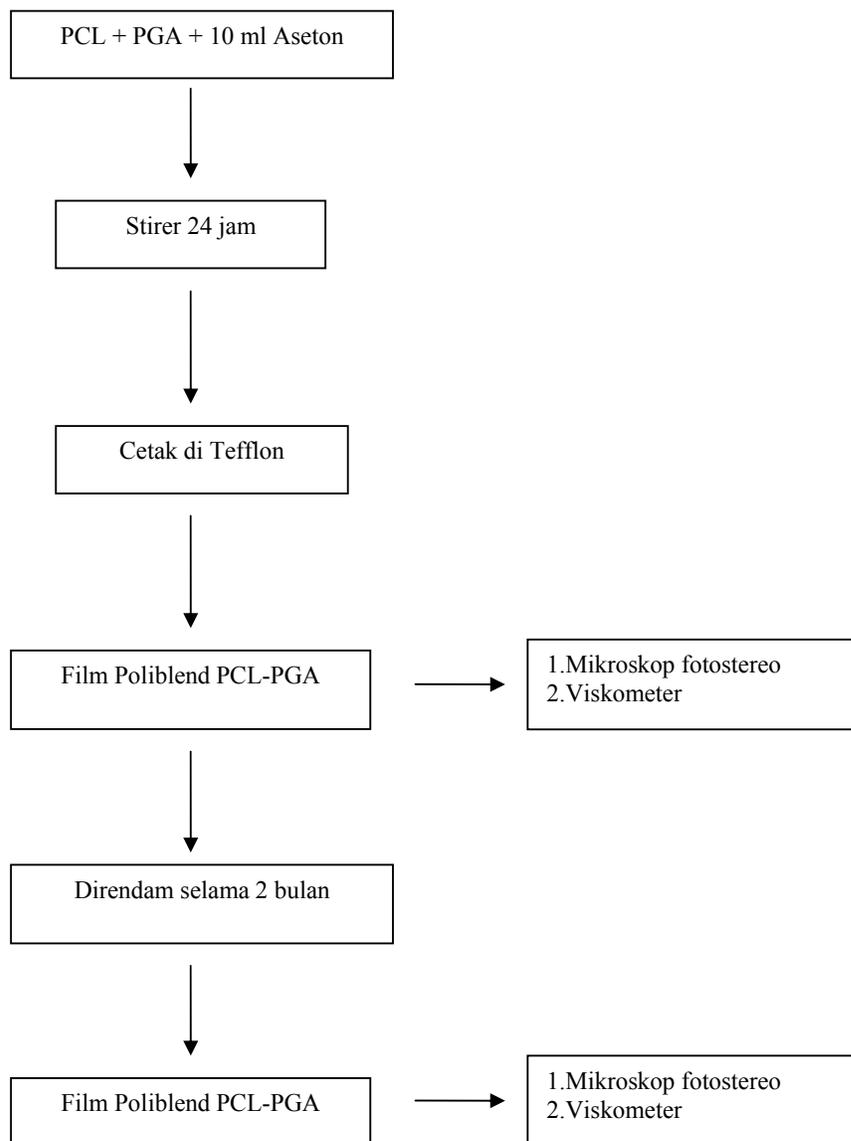
- Ashammakhi N, Rokkanen P. 1997. Absorbable polyglycolide devices in trauma and bone surgery. *Biomaterials* 18:3-9.
- Allcock HR, Lampe FW. 1981. *Contemporary Polymer Chemistry*. New Jersey: Prentice-Hall.
- Behraves E, Yasko AW, Engle PS, Mikos AG. 1999. Synthetic biodegradable polymers for orthopaedic applications. *Clin Orthop* 367:118-185.
- Brown ME. 1988. *Introduction to Thermal Analysis Techniques and Applications*. London: Chapman and Hall.
- Budiman N. Polimer Biodegradable. *Kompas* 28 Februari 2003.
- Burg KJL, Porter S, Kellam JF. 2000. *Biomaterials* 21:2347-2359.
- Chu CC. 1981. An in-vitro study of the effect of buffer on the degradation of poly(glycolic acid) sutures. *J Biomed Mater Res* 15:19-27.
- Chu CC. 1981. The in-vitro degradation of poly(glycolic acid) sutures-effect of pH. *J Biomed Mater Res* 15:795-804.
- Chu CC. 1981. Hydrolytic degradation of polyglycolic acid: tensile strength and crystallinity study. *J Appl Polym Sci* 26:1727-1734.
- Cowd MA. 1991. *Kimia Polimer*. Bandung: ITB.
- Cutright D, Bealey J, Perez B. 1971. Histologic comparison of polylactic acid sutures. *Oral Surg* 32:165-173.
- Gabelnick HL. 1983. Long acting steroid contraception. In: *Advances in Human Fertility and Reproductive Endocrinology*. Mishell Jr DR, ed. Raven Press, New York. Vol 3, pp. 149-173.
- Gilding DK. 1981. In: *Biodegradable Polymers. Biocompatibility of Clinical Implant Materials Vol II*. Williams DF, ed. CRC Press, Boca Raton, FL. Vol 2, pp 209-232.

- Gunatillake PA, Raju Adikari. 2003. Biodegradable Synthetic Polymers for Tissue Engineering. *European Cells and Materials* 5:1-16.
- Hayashi T. 1994. Biodegradable polymers for biomedical applications. *Prog Polymer Sci* 19:663-702.
- Holland SJ, Tigre BJ. 1992. *Biodegradable polymers*. In: *Advances in Pharmaceutical Science*. London: Academia Press. hlm. 101-164.
- Hollinger JO. 1983. Preliminary report on osteogenic potential of a biodegradable copolymer of polylactide (PLA) and polyglycolide (PGA). *J Biomed Mater Res* 17:71-82.
- Hubbell J. 1995. Biomaterials in tissue engineering. *Biotechnology* 13:565-576.
- Huh KM, Young WC, Kinam P. 2006. PLGA-PEG Block Copolymers for Drug Formulations. <http://www.drugdeliverytech.com/home.shtml>. [28 Maret 2006].
- Jain RA. 2000. The manufacturing techniques of various drug loaded biodegradable poly(lactide-co-glycolide) (PLGA) devices. *Biomaterials* 21:2475-2490.
- Jalil R, JR Nixon. 1990. Biodegradable poly(lactic acid) and poly(lactide-co-glycolide) microcapsules-problems associated with preparative techniques and release properties. *J Microencapsulation* 7:297-325.
- Kiremitci, Deniz G. 1998. Synthesis, characterization and *in vitro* degradation of poly(DL-Lactide)/poly(DL-Lactide-co Glycolide) films. *Turk J Chem*. 23:153 - 161.
- Kohn J, Langer R. 1997. Bioresorbable and bioerodible materials. In: *An Introduction to Materials in Medicine*. Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemmon JE, eds. Academic Press, San Diego. pp 65-73.
- Kronenthal RL. 1975. Biodegradable polymers in medicine and surgery. *Polymer Sci Technol* 8:119-137.
- Lukmana. 2007. Sintesis dan Pencirian Poli(asam laktat) [Skripsi]. Bogor: Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Pertanian Bogor.
- Mayer MH, Hollinger JO. 1995. Biodegradable bone fixation devices. In: *Biomedical Applications of Synthetic Biodegradable Polymers*. Hollinger JO, ed. CRC Press, Boca Raton, FL. pp. 173-195.
- Middleton JC, Tipton AJ. 2000. Synthetic biodegradable polymers as orthopaedic devices. *Biomaterials* 21:2335-2346.
- Rabek JF. 1983. *Experimental Method of Polymer Chemistry*. New York: John Wiley and Sons
- Shalaby SW. 1998. Bioabsorbable Polymers. In: *Encyclopedia of Pharmaceutical Technology*. Swarbrick J, Boylan JC, eds. Vol 1, pp 465-476.
- Thomson RC, Wake MC, Yaszemski, Mikos AG. 1995. Biodegradable polymer scaffolds to regenerate organs. *Adv Poly Sci* 122: 245-274.
- William DF, Mort E. 1977. Enzyme-accelerated hydrolysis of polyglycolic acid. *J Bioeng* 1:231-238.
- Wong WH, Mooney DJ. 1997. Synthesis and properties of biodegradable polymers used as synthetic matrices for tissue engineering. In: *Synthetic Biodegradable Polymer Scaffolds*. Atala A, Mooney D, eds. Burkhauer, Boston. pp 51-84.
- Suprayogi H. 2007. Pencirian Poliblen [Poli(kaprolakton) dan Poli(asam glikolat)] [Skripsi]. Bogor: Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Pertanian Bogor.
- Steven MP. 2001. *Kimia Polimer*. Sopyan I, penerjemah; Jakarta: Erlangga. Terjemahan dari *Polymer Chemistry: An Introduction*
- Yazemski MJ, Payne RG, Hayes WC, Langer R, Mikos AG. 1996. Evolution of bone transplantation: molecular, cellular and tissue strategies to engineer human bone. *Biomaterials* 17: 175-185.

LAMPIRAN

Lampiran 1 Diagram Alir Pembuatan Buffer Fofat Salin pH 7.4 (Suhardi *et al.* 1987)

Lampiran 2 Diagram Alir Pembuatan dan Pencirian Degradasi Film Poliblend PCL-PGA



Lampiran 3 Data viskositas intrinsik empat komposisi poliblend setiap minggu

Tabel 2 Data penurunan nilai viskositas instrinsik empat komposisi poliblend setiap minggu

Minggu	Komposisi 1	Komposisi 2	Komposisi 3	Komposisi 4
0	0.3028 dl/g	0.3007 dl/g	0.3012 dl/g	0.3012 dl/ g
1	0.2925 dl/g	0.2934 dl/g	0.2984 dl/g	0.2914 dl/g
2	0.2798 dl/g	0.2931 dl/g	0.2960 dl/g	0.2910 dl/g
3	0.2662 dl/g	0.2860 dl/g	0.2931 dl/g	0.2904 dl/g
4	0.2587 dl/g	0.2730 dl/g	0.2634 dl/g	0.2887 dl/g
5	0.2432 dl/g	0.1984 dl/g	0.2541 dl/g	0.2518 dl/g
6	0.1995 dl/g	0.1974 dl/g	0.2088 dl/g	0.2406 dl/g
7	0.1863 dl/g	0.1915 dl/g	0.1965 dl/g	0.1952 dl/g
8	0.1742 dl/g	0.1891 dl/g	0.1849 dl/g	0.1947 dl/g

Contoh pengukuran viskositas pada komposisi poliblend PCL : PGA (50%:50%) minggu ke-0

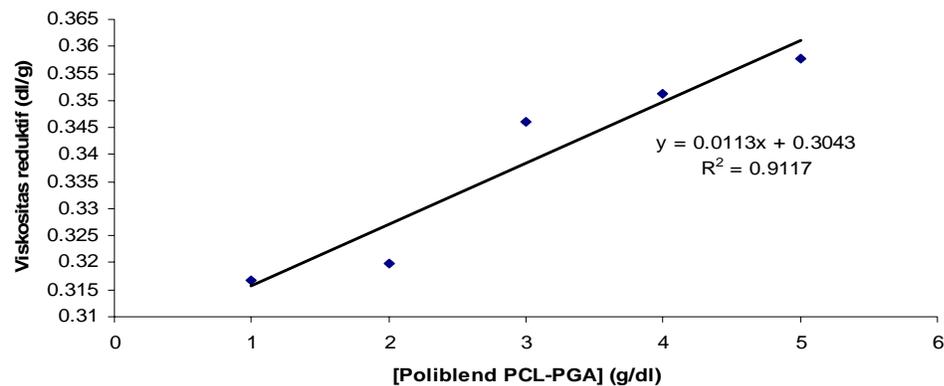
[Poliblend]	t (detik)	η_{relatif}	η_{spesifik}	η_{reduktif}
0.0000	30.77	-	-	-
0.1147	31.88	1.0363	0.0363	0.3168
0.2071	32.80	1.0662	0.0662	0.3198
0.3148	34.12	1.1089	0.1089	0.3460
0.4210	35.31	1,1478	0.1478	0.3512
0,51100	36.38	1.1824	0.1824	0.3578

Perhitungan:

$$\eta_{\text{relatif}} = \frac{t_{\text{sampel}}}{t_{\text{pelarut}}} = \frac{31.88}{30.77} = 1.0363$$

$$\eta_{\text{spesifik}} = \eta_{\text{relatif}} - 1 = 1.0363 - 1 = 0.0363$$

$$\eta_{\text{reduktif}} = \frac{\eta_{\text{spesifik}}}{[\text{Poliblend PCL-PGA}]} = \frac{0.0363}{0.1147 \text{ g/dl}} = 0.3168 \text{ dl/g}$$



Gambar 9 Grafik hubungan [Poliblend] terhadap Viskositas spesifik/[Poliblend]

$$\text{Persamaan garis : } y = 0.1133x + 0.3028$$

$$\text{Viskositas intrinsik } ([\eta]) = 0.3028$$

$$\% \text{ Penurunan viskositas} = \frac{([\eta]_{\text{ke-0}} - [\eta]_{\text{ke-8}}) \times 100\%}{([\eta]_{\text{ke-0}})} = \frac{0.3028 \text{ dl/g} - 0.1742 \text{ dl/g}}{0.3028 \text{ dl}} = 57.52\%$$

Lampiran 4 Data hasil pengukuran bobot film poliblend empat komposisi setiap minggu

Tabel 3 Data penurunan bobot film poliblend tiap minggu

Komposisi	Minggu	Bobot Film (gram)	Penurunan Bobot (%)
1	0	0.5271	-
	1	0.5271	0.00
	2	0.5271	0.00
	3	0.5270	0.02
	4	0.5270	0.00
	5	0.5268	0.03
	6	0.5268	0.00
	7	0.5267	0.01
	8	0.5266	0.01
2	0	0.5273	-
	1	0.5273	0.00
	2	0.5273	0.00
	3	0.5271	0.02
	4	0.5270	0.01
	5	0.5269	0.01
	6	0.5269	0.00
	7	0.5268	0.01
	8	0.5268	0.00
3	0	0.5273	-
	1	0.5273	0.00
	2	0.5273	0.00
	3	0.5272	0.01
	4	0.5270	0.02
	5	0.5270	0.00
	6	0.5269	0.01
	7	0.5269	0.01
	8	0.5266	0.03
4	0	0.5271	-
	1	0.5271	0.00
	2	0.5271	0.00
	3	0.5270	0.01
	4	0.5270	0.00
	5	0.5268	0.01
	6	0.5267	0.01
	7	0.5267	0.00
	8	0.5267	0.00