

**STUDI PEMBUATAN FILAMEN KOMPOSIT PRINT 3D DARI
HIDROKSIAPATIT DAN POLIMER SINTETIS UNTUK PEMBUATAN
IMPLAN SCAFFOLDS MANDIBULA**



SKRIPSI

**Disusun Sebagai Salah Satu Syarat
Untuk Memperoleh Gelar
Sarjana S-1 Pada Jurusan Teknik Mesin
Fakultas Teknik
Universitas Muhammadiyah Semarang**

DISUSUN OLEH :

ARYO TRI WIBOWO

C2A214001

FAKULTAS TEKNIK

UNIVERSITAS MUHAMMADIYAH SEMARANG

2016

<http://lib.unimus.ac.id>

**STUDI PEMBUATAN FILAMEN KOMPOSIT PRINT 3D DARI
HIDROKSIAPATIT DAN POLIMER SINTETIS UNTUK PEMBUATAN
IMPLAN SCAFFOLDS MANDIBULA**

Aryo Tri Wibowo

C2A214001

Teknik Mesin Universitas Muhammadiyah Semarang

Email : aryowibowo1972@gmail.com

Abstrak

Penyebab kematian didunia salah satunya penyakit kanker dan menyumbang sekitar 0,2% dari jumlah kasus kanker. Setiap tahun tidak kurang dari 240.000 kasus kanker tulang terjadi di Indonesia, terdiri dari tumor jinak dan tumor ganas. Tercatat 455 kasus tumor tulang yang terdiri dari tumor 327 kasus tumor tulang ganas (72%) dan 128 kasus tumor tulang jinak (28%), dalam kurun waktu 10 tahun (1995-2004) di RSCM DR.Cipto Mangunkusumo Jakarta. Tumor mandibula berpotensi menimbulkan gangguan penyembuhan tulang mandibula. Prosedur reseksi tumor mandibula menimbulkan defek mulai dari celah pada tulang alveolus sampai dengan dikontinuitas tulang mandibula. Rekonstruksi mandibula bertujuan untuk pembentukkan kontinuitas mandibula salah satunya menggunakan media scaffolds. Penelitian ini bertujuan untuk menentukan komposisi yang optimal, temperatur semi cair yang rendah dan waktu degradasi lebih cepat. Metode penelitian dengan variable komposisi campuran 90:10, 85:15 dan 80:20. Spesimen diuji XRD, SEM dan TGA. Hasil uji komposisi campuran terbaik pada komposisi 90:10, untuk interface baik, butiran kecil, temperatur rendah, ikatan antar muka lebih kuat dan material mudah terdegradasi.

Kata kunci : *filamen, hidrosiapatit, scaffolds, tumor, lebur.*

**STUDI PEMBUATAN FILAMEN KOMPOSIT PRINT 3D DARI
HIDROKSIAPATIT DAN POLIMER SINTETIS UNTUK PEMBUATAN
IMPLAN SCAFFOLDS MANDIBULA**

Aryo Tri Wibowo

C2A214001

Teknik Mesin Universitas Muhammadiyah Semarang

Email : aryowibowo1972@gmail.com

Abstrac

Cause of death in the world one the cancer and accounts for about 0,2% of the total number of cancer cases. Every year no less than 240.000 cases of bone cancer occur in Indonesia, consisting of benign tumors and malignant tumors. Recorded 455 cases of bone tumor that consists of 327 cases of malignant bone tumors (72%) and 128 cases of benign bone tumors (28%) within a period of 10 years (1995-2014) at the RSCM Cipto Mangunkusumo Jakarta. Tumors of the mandibular potentially cause interference mandibular bone healing. The mandibular tumor resection procedures cause effects ranging from a gap in the alveolar bone to the mandibular bone discontinuity. Mandibular reconstruction aimed at the formation of the continuity of the mandibular one of using scaffolds media. This study aims to determine the optimum composition, semi liquid low temperature and a faster degradation. The research method with the variable composition of the mixture of 90:10, 85:15 and 80:20. Test specimens XRD, TGA and tes for the composition of the mixture SEM. Result of 90:10, for a good interface, small grains, low temperature, interfacial bonding is stronger and easily degradable material.

Keywords : *filament, hidroksiapatite, scaffolds, tumor, smelted.*

**STUDI PEMBUATAN FILAMEN KOMPOSIT PRINT 3D DARI
HIDROKSIAPATIT DAN POLIMER SINTETIS UNTUK PEMBUATAN
IMPLAN SCAFFOLDS MANDIBULA**

Disusun Oleh :
ARYO TRI WIBOWO
C2A214001

Program Studi S1 Teknik Mesin
Universitas Muhammadiyah Semarang (UNIMUS)

Menyetujui
Tanggal.....2016

Koordinator Kerja Praktek/TA
S1 Teknik mesin

Ka. Prodi PSTM UNIMUS

M.,Amin S.T.M.T
NIK. 28.6.1026.169

Rubijanto JP S.T M.T
NIK. 28. 6. 1026. 091

Tim Pembimbing

Pembimbing I

Pembimbing II

Solechan, S.T. M.T
S.T,M.M.M.T
NIK : 28. 6. 1016. 244

Drs. H. Samsudi Raharjo,
NIK : 28. 6. 1026. 028

PERNYATAAN KEASLIAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini:

NAMA : ARYO TRI WIBOWO

NIM : C2A214001

Judul Skripsi : Studi Pembuatan Filamen Komposit Print 3D Dari Hidroksiapatit Dan Polimer Sintetis Untuk Pembuatan Implan Scaffolds Mandibula.

Menyatakan dengan sebenarnya bahwa penulisan Skripsi ini berdasarkan hasil penelitian, pemikiran dan pemaparan asli dari saya sendiri, baik untuk naskah laporan maupun kegiatan proگرامing yang tercantum sebagai bagian dari Skripsi ini. Jika terdapat karya orang lain, saya akan mencantumkan sumber yang jelas.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sesungguhnya dan apabila dikemudian hari terdapat penyimpangan dan ketidakbenaran dalam pernyataan ini, maka saya bersedia menerima sanksi akademik berupa pencabutan gelar yang telah diperoleh karena karya tulis ini serta sanksi lain sesuai dengan peraturan yang berlaku di Universitas Muhammadiyah Semarang

Demikian pernyataan ini saya buat dalam keadaan sadar tanpa paksaan dari pihak manapun.

Semarang, 2016

Penulis,

Aryo Tri Wibowo
C2A214001

MOTTO

- ❖ **Never put of till tomorrow, what you can do today.**
Jangan tunda sampai besok, kerjakan apa yang dapat dikerjakan hari ini.
- ❖ **Intelligence is not the measurement, but intelligence support all!**
Kecerdasan bukanlah tolak ukur kesuksesan, tetapi dengan menjadi cerdas kita bisa menggapai kesuksesan.
- ❖ **“The more you give, the more you will get”** *Semakin banyak yang kamu berikan maka semakin banyak yang akan kamu dapatkan.*
- ❖ **If you want to be strong, learn how to fight alone !(some cases)**
Jika kamu ingin menjadi kuat, belajarlah bagaimana untuk berjuang sendiri ! (beberapa kasus)
- ❖ **“Learn from the past, live for the today, and plan for tomorrow”** *Belajarlah dari masa lalu, hiduplah di masa sekarang dan rencanakan untuk hari esok*
- ❖ **Hidup itu tergantung kepada 3 hal :**
 - 1.**Keputusan.**
 - 2.**Komitmen.**
 - 3.**Prinsip.**

PERSEMBAHAN

**Dengan penuh puji syukur kepada Allah Yang Maha Besar karya
ini aku persembahkan kepada :**

Istri dan anakku tersayang.....

**Yang telah memberikan kasih sayang, dorongan dan segala
pengorbanan yang tak terhingga.**

Teman seperjuangan....

Risky R – Sofyan Sofie-Rifky S

Dan teman-teman satu angkatan tercinta

Yang telah memberikan motivasi untuk selalu menjadi lebih baik.

Almamaterku.....

**Prodi Teknik, Fakultas Teknik Mesin
Universitas Muhammadiyah Semarang**



KATA PENGANTAR

Segala puji syukur senantiasa penulis panjatkan kepada Allah SWT, karena berkat rahmat-Nya, penulis dapat menyelesaikan Laporan Tugas Akhir ini yang berjudul “STUDI PEMBUATAN FILAMEN KOMPOSIT PRINT 3D DARI HIDROKSIAPATIT DAN POLIMER SINTETIS UNTUK PEMBUATAN IMPLAN SCAFFOLDS MANDIBULA”. Laporan Tugas Akhir ini merupakan salah satu syarat yang harus dipenuhi pada program sarjana (SI) di jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Muhammadiyah Semarang. Laporan ini disusun berdasarkan analisis data dan *study literature*. Oleh karena itu pada kesempatan ini penulis ingin mengucapkan terima kasih atas bimbingannya, bantuan, serta dukungan kepada :

1. Istri dan Putri tercinta yang telah memberikan dorongan dalam segala hal, baik moral, spiritual, maupun material.
2. Drs. H. Samsudi Raharjo, S.T, M.M, M.T selaku Wakil Rektor 3 UNIMUS.
3. Dr. RM. Bagus Irawan.S.T,M.T,M.Si selaku Dekan S1 Teknik Mesin.
4. Rubijanto Juni P. S.T. M.T selaku Kepala Prodi FT UNIMUS.
5. Solechan, S.T. M.T selaku Dosen Pembimbing I.
6. Drs. H. Samsudi Raharjo, S.T, M.M, M.T selaku Dosen Pembimbing II.
7. Muhammad Amin, S.T. M.T selaku koordinator TA.
8. Teman-teman Fakultas Teknik Mesin Lintas Jalur Angkatan Tahun 2014 yang telah menjadi teman baik dalam suka duka selama kuliah di UNIMUS.
9. Teman seperjuangan dalam pembuatan skripsi Rizky R dan Sofyan W dan Rifky yang selalu bersama-sama dalam pembuatan dan penyusunan laporan ini.
10. Teman-teman di PT Asia Pacific Fibers Kaliwungu yang tidak dapat saya sebutkan satu persatu.

Dalam penulisan Laporan ini penulis menyadari banyak kekurangan. Oleh karena itu, segala kritik yang bersifat membangun akan diterima dengan hati senang untuk kemajuan bersama. Akhir kata penulis berharap semoga Laporan

Tugas Akhir ini dapat memberikan manfaat kepada siapa saja yang membutuhkan sata atau referensi yang ada dalam laporan ini.

Semarang,.....2016

Aryo Tri Wibowo

NIM : C2A214001



DAFTAR ISI

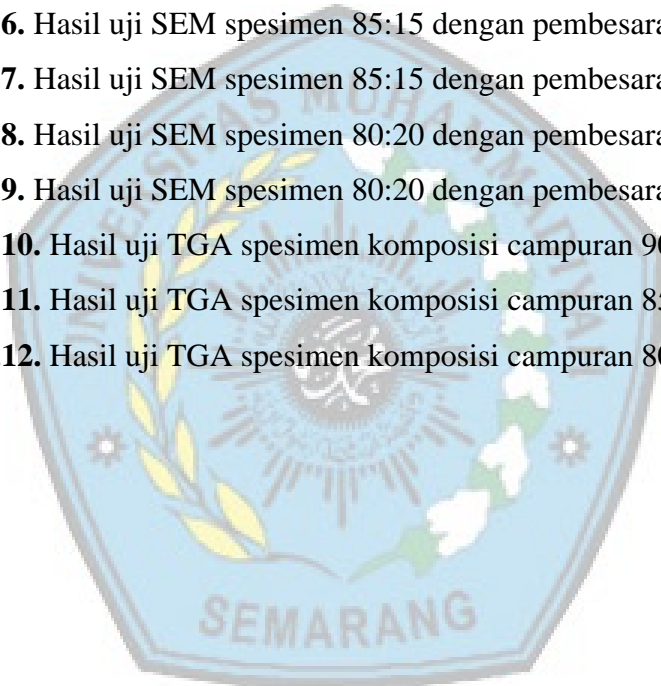
HALAMAN JUDUL	i
ABSTRAK	ii
ABSTRACT	iii
HALAMAN PENGESAHAN	iv
HALAMAN PERNYATAAN	v
MOTTO	vi
PERSEMBAHAN	vii
KATA PENGANTAR	viii
DAFTAR ISI	x
DAFTAR GAMBAR	xii
DAFTAR TABEL	xiv
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan masalah.....	4
1.3 Tujuan penelitian	4
1.4 Pembatasan masalah	4
1.5 Metode pengumpulan data.....	5
1.6 Sistematika penulisan	5
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	6
2.1 Kajian pustaka.....	6
2.2 Landasan Teori	11
2.2.1 Poly (ϵ -caprolactone) PCL.....	12
2.2.2 Poly Lactic Acid (PLA)	13
2.2.3 Kompatibiliser (Coupling Agent)	14
2.2.4 Hidroksiapatit.....	15
2.3 Karakteristik dan pengujian mekanik scaffolds.....	16
2.3.1 Uji XRD	16
2.3.2 Uji Thermo Gravimetric Analyzer (TGA).....	18
2.3.3 Uji Permukaan dan Dekomposisi (SEM).....	21
BAB III METODE PENELITIAN	24

3.1 Alur penelitian	24
3.2 Alat-alat Penelitian	25
3.3 Bahan Penelitian	28
3.4 Pembuatan Filamen Print 3D metode FDM	30
3.4.1 Susunan pembuatan polimer sintetis	30
3.4.2 Proses pembuatan pellet Filamen FDM	32
3.4.3 Pembuatan filamen FDM	33
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	35
4.1 Karakteristik material	35
4.1.1 Hidroksiapatit	35
4.1.2 Poly (ϵ -caprolactone).....	35
4.1.3 Poly Lactic Acid	36
4,1,4 Kompatibiliser (Coupling Agent).....	36
4.2 Hasil Uji X-Ray Diffractometer (XRD)	36
4.3 Hasil Uji Scanning Electron Magnetic (SEM)	39
4.4 Hasil Uji Thermo Gravimetric Analisis (TGA).....	42
BAB V PENUTUP	45
5.1 Kesimpulan.....	45
5.2 Saran	45
DAFTAR PUSTAKA	
LAMPIRAN	

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Tulang dan bagian mandibula.....	7
Gambar 2.2. a)Penderita tumor,b)Pengangkatan tumor mandibula	8
Gambar 2.3. Proses pembentukkan scaffolds dengan mesin FDM.....	9
Gambar 2.4. Struktur unit sel Kristal HA.....	11
Gambar 2.5. Material PCL dan struktur kimia.....	12
Gambar 2.6. Struktur Poli asam laktat	13
Gambar 2.7. Bahan vinyl silane	15
Gambar 2.8. Struktur unit sel Kristal HA.....	15
Gambar 2.9. Hidroksiapatit bovine	16
Gambar 2.10. Alat uji XRD	17
Gambar 2.11. Macam-macam cawan untuk alat TGA.....	18
Gambar 2.12. Material dalam timbangan didalam mesin TGA	19
Gambar 2.13. Contoh hasil analisa TGA yang mengandung karbon.....	19
Gambar 2.14. Skema termogram bagi reaksi dekomposisi satu tahap.....	20
Gambar 2.15. Dekomposisi CaCO_3 pada atmosfer yang berbeda.....	21
Gambar 2.16. Alat uji Thermo Gravimetric Analyzer.....	21
Gambar 2.17. Skema alat uji SEM dan alat uji SEM.....	23
Gambar 3.1. Diagram alur penelitian	24
Gambar 3.2. Timbangan digital	25
Gambar 3.3. Thermometer digital Krisbow	25
Gambar 3.4. a)Cawan petri, b)Cawan/asbak stainlesssteel	26
Gambar 3.5. Spatula	26
Gambar 3.6. Alat Suntik.....	27
Gambar 3.7. Mesin screw extrusion filamen print 3D	27
Gambar 3.8. Stirrer magnetic hot plate	28
Gambar 3.9. Hidroksiapatit bovine	29
Gambar 3.10. Poly ϵ -caprolactone/PCL.....	29
Gambar 3.11. Poly lactate acid/PLA	30
Gambar 3.12. Vinyl Silane	30
Gambar 3.13. Proses penimbangan	31
Gambar 3.14. Proses pembuatan polimer sintetis	32

Gambar 3.15. Pemanasan Pellet FDM pada temperatur 70°C	33
Gambar 3.16. Pengaturan set temperatur dan kecepatan ekstrusi	33
Gambar 3.17. Pembuatan filamen FDM	34
Gambar 3.18. Pemotongan filamen	34
Gambar 3.19. Filamen FDM sesuai komposisi	34
Gambar 4.1. Hasil uji XRD pada material komposisi campuran 90:10	37
Gambar 4.2. Hasil uji XRD pada material komposisi campuran 85:15	38
Gambar 4.3. Hasil uji XRD pada material komposisi campuran 80:20	38
Gambar 4.4. Hasil uji SEM spesimen 90:10 dengan pembesaran 500x	39
Gambar 4.5. Hasil uji SEM spesimen 90:10 dengan pembesaran 5000x	40
Gambar 4.6. Hasil uji SEM spesimen 85:15 dengan pembesaran 500x	40
Gambar 4.7. Hasil uji SEM spesimen 85:15 dengan pembesaran 5000x	40
Gambar 4.8. Hasil uji SEM spesimen 80:20 dengan pembesaran 500x	41
Gambar 4.9. Hasil uji SEM spesimen 80:20 dengan pembesaran 5000x	41
Gambar 4.10. Hasil uji TGA spesimen komposisi campuran 90:10	42
Gambar 4.11. Hasil uji TGA spesimen komposisi campuran 85:15	43
Gambar 4.12. Hasil uji TGA spesimen komposisi campuran 80:20	43



DAFTAR TABEL

Tabel 2.1. Insiden tumor jinak dan ganas pada tumor tulang primer.....7



DAFTAR SINGKATAN DAN SIMBOL

Daftar Singkatan

A1 : Spesimen 60:40/90:10	3
A2 : Spesimen 60:40/85:15	3
A3 : Spesimen 60:40/80:20	3
<i>PCL</i> : <i>Poly ε-caprolactone</i>	12
<i>PLA</i> : <i>Poly Lactide Acid</i>	13
HA : Hidroksiapatit	15
<i>XRD</i> : <i>X Ray Diffractometer</i>	16
<i>TGA</i> : <i>Thermo Gravimetric Analyzer</i>	18
<i>SEM</i> : <i>Scanning Electron Microscope</i>	21

Daftar Simbol

Ca : Kalsium	11
P : Fosfat	11
O : Oksigen	11
MPa : Mega Pascal	12
me : miliekivalen	13
mN : miliNewton	13
nm : nano meter	13
TG : Temperatur Gelas	13
°C : Derajat Celcius	13
CH ₃ : Metyl	13
OH : Hidroksida	13
CO ₂ : Karbon Dioksida	14
μm : mikromili	15
CO ₃ : Carbonat	21

DAFTAR LAMPIRAN

LAMPIRAN A1 Pengujian XRD spesimen 90:10

LAMPIRAN A2 Pengujian XRD spesimen 85:15

LAMPIRAN A3 Pengujian XRD spesimen 80:20

LAMPIRAN B1 Pengujian SEM spesimen 90:10

LAMPIRAN B2 Pengujian SEM spesimen 85:15

LAMPIRAN B3 Pengujian SEM spesimen 80:20

LAMPIRAN C1 Pengujian TGA spesimen 90:10

LAMPIRAN C2 Pengujian TGA spesimen 85:15

LAMPIRAN C3 Pengujian TGA spesimen 80:20

LAMPIRAN D Lembar konsultasi





<http://lib.unimus.ac.id>



<http://lib.unimus.ac.id>

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Peningkatan jumlah penderita penyakit tumor di dunia sangat meningkat tajam, Pada tahun 2008 di dunia menurut WHO, jumlah penderita kanker mencapai angka 12 juta kasus penderita penyakit kanker baru tiap tahunnya, 7 juta orang meninggal dan 5 juta orang hidup mengidap penyakit kanker. Di antara kasus kanker adalah tumor tulang yang kasusnya di bawah 1 % dari semua jenis kanker (*Salter RB, 1984*). Prosentase jenis tumor yang paling banyak ditemukan adalah tumor ditibia 41 %, penderita tumor jenis tulang femur 33 %, tulang maxillofacial dan mandibula 3 %, tulang radius 2 % dan tulang fibula 2 % (*Nanocomialsurvellience data, 2011*).

Di Indonesia sendiri di perkirakan 12 juta orang menderita kanker, 5 % adalah penderita kanker tulang dan 4,6 juta di antaranya meninggal dunia (*seminar HKN kemenkes, 2009*). Di perkirakan pada tahun 2030 jumlah penderita mencapai hingga 26 juta orang dan 17 juta di antaranya meninggal akibat kanker, dengan peningkatan lebih cepat di negara miskin dan berkembang. Laporan Burden Cancer (*Globocan, 2012*) memperkirakan insiden kanker di Indonesia sebesar 134 per 100.000 jiwa. Estimasi ini tidak jauh berbeda dengan hasil Riskesdas 2013, yang mendapatkan prevalensi kanker di Indonesia 1,4 per 1000 (<http://www.kemkes.go.id/article>, 2010). Tumor mandibula berpotensi menimbulkan gangguan pengunyahan, saluran napas, penelanan dan berbicara (*Fonseca RJ, 2000*).

Beberapa rumah sakit di Indonesia melakukan operasi pengangkatan tulang mandibula diganti menggunakan tulang kecil yang diambil pada bagian betis, diantaranya Rumah Sakit Hasan Sadikin Bandung. Sehingga operasi pengangkatan tulang mandibula dilakukan dua kali bagi pasien penderita kanker mandibula (*Andri Hardianto, 2013*). Karena dilakukan 2 kali operasi pengangkatan tumor mandibula menimbulkan cacat fisik, mulai dari celah pada tulang alveolus sampai diskontinuitas tulang mandibula (*Smith, 2006*). Maka perlu adanya rekonstruksi mandibula untuk

pembentukan kontinuitas mandibula (Stosic, 2008). Beberapa rumah sakit telah mengembangkan pendekatan alternative dengan meniadakan operasi panen tulang yaitu dengan metode scaffolds (Sandia National Laboratories and Carle Foundation Hospital, 2010).

Teknik pembuatan scaffold harus presisi, porositas, berpori-pori dan interkonektivitas antar pori-pori. Proses ini perlu parameter pengolahan dan kondisi terkontrol (Salgado, 2004). Material scaffolds yang digunakan harus biodegradabel agar setelah operasi bahan hilang secara perlahan-lahan dan tergantikan jaringan sel-sel osteoblas yang menempel pada material untuk pembentuk tulang. Bahan scaffolds sendiri bisa diproduksi menggunakan 2 cara, yaitu dengan teknik konvensional dan teknik otomatisasi mesin (Holy et al, 2003). Tetapi pada teknik konvensional memiliki keterbatasan yaitu dalam mengontrol ukuran pori-pori, geometri pori-pori, interkoneksi pori-pori, dan konstruksi saluran internal scaffolds (Chua CK, 2003). Teknik canggih/otomatisasi mesin menjadi alternative dalam pengontrolan arsitektur scaffolds, pembuatan komponen yang rumit, cepat, lebih handal dan beragam (Chua CK, 2003). Teknik pemrosesan canggih di antaranya *Fused Deposition Modelling* (FDM), *3D Printing*, *Selective Laser Sintering* (SLS), *Stereolithography* (SLA) dan *Multiple Jet Solidification* (MJS) (Ferry et al, 2010). FDM memiliki kelayakan untuk membuat scaffolds secara langsung dengan teknik presisi yang tinggi (Iwan Zein, 2002).

Scaffolds adalah implan tiga dimensi (3D). yang biokompatibel, biodegradable dan osteokonduksi (Papenburg BJ, 2009). Material scaffolds didapat dari polimer, keramik dan komposit. Cara penentuan material dengan melihat karakteristik, sifat mekanik, degradasi dan fungsi biologis (Salvani, 2006). Polimer juga sering dipakai dalam proses FDM untuk pembuatan bioteknologi scaffolds dari komposit polimer keramik (Kalitaa et.al, 2003). Proses FDM tidak memerlukan pelarut dan mudah pengolahan materialnya (Iwan Zein, 2001). Model scaffolds didapat dari data image Computed Tomography Scanner (CT Scan) (Iwan Zein et.al, 2002). Poly (ϵ -caprolactone) (PCL) adalah salah satu material yang mudah diproses, biodegradabel, bioresorbabel dan temperatur lebur rendah, tetapi kurang peka terhadap kondisi ling

kungan dan harga yang mahal (*Suggs LJ, 1996*). (*Hutmacher, 2000*) telah membuat scaffolds dengan proses FDM dari PCHA (Hidroksiapatit) dengan pola $00^{\circ}/60^{\circ}/120^{\circ}$, interkoneksi pori-pori 100 % dan modulus keseimbangan 0,16 – 4,33 MPa.

Proses FDM dibuat dari komposit PCLTCP (Tricalciumphosphat). Menghasilkan sifat sesuai aliran thermoplastik proses FDM. PCL berfungsi sebagai poliester biodegradabel dan diaplikasikan ke biomedis yang berbeda (*Umekia et,al, 2010*). Jika prosentasi kandungan TCP terlalu tinggi akan menjadikan rapuh (*Clamxu f, 2003*). Meskinfam (2011) menggunakan hidroksiapatit (HA) bersifat Biokompatibel, Osteokonduktif, Antigenic, Cytototoxic dan terdegradasi. HA Bovine juga memiliki komposisi kimia, biologis dan kristalnya mirip dengan tulang manusia. Kandungan utama HA Bovine yaitu kalsium (Ca) dan phospat (P) dengan perbandingan rasio molar Ca dan P 1,22. Kelemahan HA bersifat rapuh, elastisitas rendah dan aplikasi terbatas (*Albaryaket,al, 2008*).

Pati ketela dianggap sebagai alternatif ideal, harga murah dan banyak ditemukan di Indonesia serta memiliki sifat hidrofilitas tinggi. Pengembangan pada sifat biodegradabel dari campuran tepung tapioka dengan PCL (SPCL) (*Reis, 1995*). Proses pembuatan scaffolds dengan metode FDM Hidroksiapatit (HA) telah di pelajari selama bertahun-tahun oleh para peneliti didunia dan digunakan secara luas untuk pembuatan implan, karena memiliki kesamaan dengan fase mineral tulang dan terbukti biokompatibel dengan tulang gigi manusia (*Ivankovich, 2010 dan Earl, 2006*). Didalam penelitian pencampuran PCL dan Pati ketela (PLA) sebagai pembuatan polimer sintesis (pellet) dengan perbandingan 60:40 dan juga ditambahkan kompatibiliser sebagai pereaksi. Kemudian pellet dicampur dibagi menjadi tiga specimen yaitu A1, A2 dan A3 dengan ukuran material yang berbeda. Diantaranya untuk tipe A1 memiliki ukuran material pellet dengan HA Bovine adalah 90:10, Untuk tipe A2 85:15, dan untuk tipe A3 adalah 80:20 (www.PP3DP.com).

Liquefier FDM mampu memanaskan pada suhu 150° - 300°C , sehingga titik lebur polimer harus menyesuaikan pencampuran PCL 80 % dan PLA 20 % akan meningkatkan kekuatan mekanis dan menurunkan titik lebur (*Chin-San Wu, 2002*). Harga PCL per gram mencapai \$ 657, bila dicampur 20 % PLA akan mengurangi \$ 131,4 (www.polysciences.com). Memahami latar belakang diatas, riset difokuskan pada pengembangan prototype scaffolds presisi tinggi dari visual data image CT-Scan penderita menggunakan mesin FDM.

1.2 Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah diuraikan tersebut dapat dirumuskan masalahnya sebagai berikut :

1. Menentukan komposisi yang optimal antara PCL + PLA + Ha bovine pada filamen biodegradasi printer 3D.
2. Mencari komposisi spesimen filamen biodegradasi yang memiliki temperature semi cair rendah dan waktu degradasi rendah.

1.3 Tujuan Penelitian

Untuk penelitian ini menekankan pada studi pembuatan filamen FDM dengan metode ekstrusi jig. Tujuan penelitian sebagai berikut :

1. Menentukan komposisi yang optimal antara PCL+PLA+HAb pada filamen biodegradasi printer 3D.
2. Mencari komposisi spesimen filamen biodegradasi yang memiliki temperatur semi cair rendah dan waktu degradasi cepat.

1.4 Pembatasan Masalah

Mengingat keterbatasan waktu, kemampuan dan pengetahuan penulis, agar supaya laporan ini mudah untuk dipahami pembaca, peneliti membatasi tulisan untuk membahas tentang analisa pembuatan implan mandibula menggunakan material Hidroksiapatit bovine, PCL dan PLA.

1.5 Metode Pengumpulan Data

Metode pengumpulan data yang digunakan didalam penulisan laporan tugas akhir adalah :

1. Metode Pengamatan (Observasi)
Yaitu metode pengumpulan data langsung dari cara pembuatan filamen komposit dari polimer sintetis dan hidroksiapatit bovine.
2. Metode wawancara (Interview)
Yaitu metode pengumpulan data dengan cara mengadakan tanya jawab secara langsung dengan operator laborat penelitian.
3. Metode Kepustakaan (Studi Literatur)
Merupakan suatu metoda yang dipergunakan dalam penelitian ilmiah yang dilakukan dengan membaca dan mengolah data yang diperoleh dari literature. Data yang dibaca adalah data yang berhubungan dengan hasil eksperimen. Selanjutnya daftar pustaka akan dipergunakan sebagai parameter dalam pembuatan scaffolds.

1.6 Sistematika Penulisan

Sistematika di dalam penulisan Tugas Akhir ini terdiri dari lima bab, yaitu :
Bab I Pendahuluan, berisi tentang latar belakang, tujuan penelitian, rumusan masalah, pembatasan masalah, metode pengumpulan data dan sistematika penulisan. Bab II Tinjauan pustaka, berisi tentang kajian pustaka, landasan teori, material scaffolds, hidroksiapatit bovine (HA Bovine), polycaprolactone (PCL), poli asam laktat (PLA) dan pengujian material scaffolds . Bab III Metode penelitian, berisi tentang bahan dan alat penelitian, pembuatan polimer sintetis dan scaffolds, mempersiapkan spesimen uji, variable pengujian dan analisa pengujian. Bab IV Hasil dan pembahasan , berisi tentang proses pengujian yang dilakukan serta pengambilan data yang di hasilkan dan tentang pengolahan data hasil pengujian serta menganalisa hasil pengujian tersebut. Bab V Kesimpulan dan saran, berisi tentang kesimpulan dan saran yang diambil dari hasil analisa pada bab-bab sebelumnya.

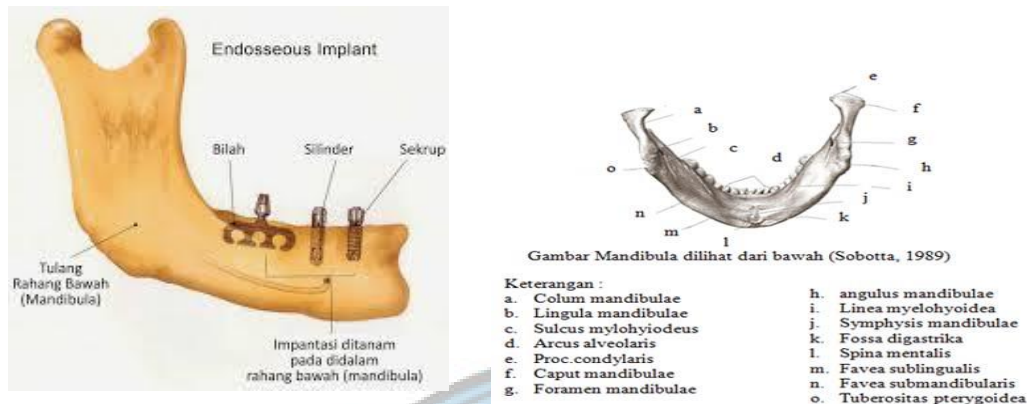
BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Kajian pustaka

Mandibula merupakan struktur tulang manusia yang berat dan juga bentuknya besar dan mempunyai fungsi sebagai rahang pembentuk wajah juga kuat secara anatomi. Dibagi menjadi ramus dan lengkungan (angle) bodi, memberikan fungsi sebagai kontribusi untuk kontur wajah, pengunyahan (mastication), penelanan (deglutition), saluran napas dan berbicara (*Fonseca RJ, 2000*). Mandibula merupakan satu-satunya tulang pada tengkorak yang dapat bergerak. Mandibula dapat diangkat dan ditekan pada waktu membuka dan menutup mulut juga dapat ditonjolkan, ditarik kebelakang dan sedikit digoyangkan dari kanan kekiri juga sebaliknya, sebagaimana terjadi pada waktu mengunyah (*Pearce, 2002*). Penyebab kerusakan pada mandibula adalah kecelakaan, trauma berat, gangguan psikologis, infeksi atau tumor dan cacat fungsional (*Smith JE, 2006*).

Secara statistic kejadian patah tulang (maxillofacial fractures) bervariasi yakni tulang rahang bawah (mandibula) 60 %, tulang rahang atas (maxilla) 9 %, tulang pipi 19 % dan kombinasi ketiganya sebesar 12 % (*Erol dkk, 2004*). Secara khusus patah tulang rahang bawah terbanyak pada bodi 36 %, sudut 31 %, sendi 18 %, dagu 8 %, ramus 6 %, coronoid 1 % (*Dingman and Natvig, 1964*). Beberapa penelitian menyatakan terdapat hubungan antara frekuensi fraktur mandibula dengan daerah anatomi yang mengalami fraktur. Fraktur sub kondilar banyak ditemukan pada anak-anak, sedangkan angulus banyak ditemukan pada orang dewasa (*hanifah-ayufk13. Web.unair.ac.id/artikel*). Biasa terjadi pada usia 20-40 tahun, dengan distribusi sama antara pria dan wanita 80 % terjadi pada mandibula. Paling sering dibagian posterior muncul sebagai benjolan di mandibula yang tidak nyeri, tumbuh perlahan dan dapat mencapai ukuran yang cukup besar hingga menyebabkan perubahan bentuk wajah

(<http://kampusfarmasi.blogspot.co.id/>). Bagian tulang mandibula sering dilakukan ditunjukkan pada operasi dan rekonstruksi **Gambar 2.1**, di bawah ini :



Gambar 2.1. tulang dan bagian mandibula (*britanniainc,2006*)

Tumor tulang merupakan kelainan pada tulang yang bersifat neoplastic. Tumor berarti benjolan diakibatkan pertumbuhan sel baru, abnormal, progresif, dan sel-sel tidak pernah menjadi dewasa (*Rasjad, 2007*). Tumor tulang bersifat jinak (benign) atau ganas (malignant). Tumor jinak tidak menyerang dan menghancurkan jaringan (tissue), tetapi membesar secara lokal, sedang pada tumor yang ganas (kanker) berpotensi menyerang dan merusak jaringan yang berdekatan menyebabkan terjadinya metastatis (migrasi sel ke tempat jauh) (*Doherty and Gerard, 2006*). Dari seluruh tumor tulang primer; 65,8 % bersifat jinak dan 34,2 % bersifat ganas yang ditunjukkan pada **Tabel 2.1** (*Suyadi, 2009*).

Tabel 2.1. Insiden tumor jinak dan ganas pada tumor tulang primer (*Suyadi, 2009*).

Tumor Jinak		Tumor Ganas	
Jenis	Insiden (%)	Jenis	Insiden (%)
Osteoma	39,3	Osteogenik sarcoma	48,8
Osteokondroma	32,5	Giant Cell Tumor	17,5
Kondroma	9,8	Kondrsarkoma	10
Tumor Jinak Lainnya	18,4	Tumor Ganas Lainnya	23,7

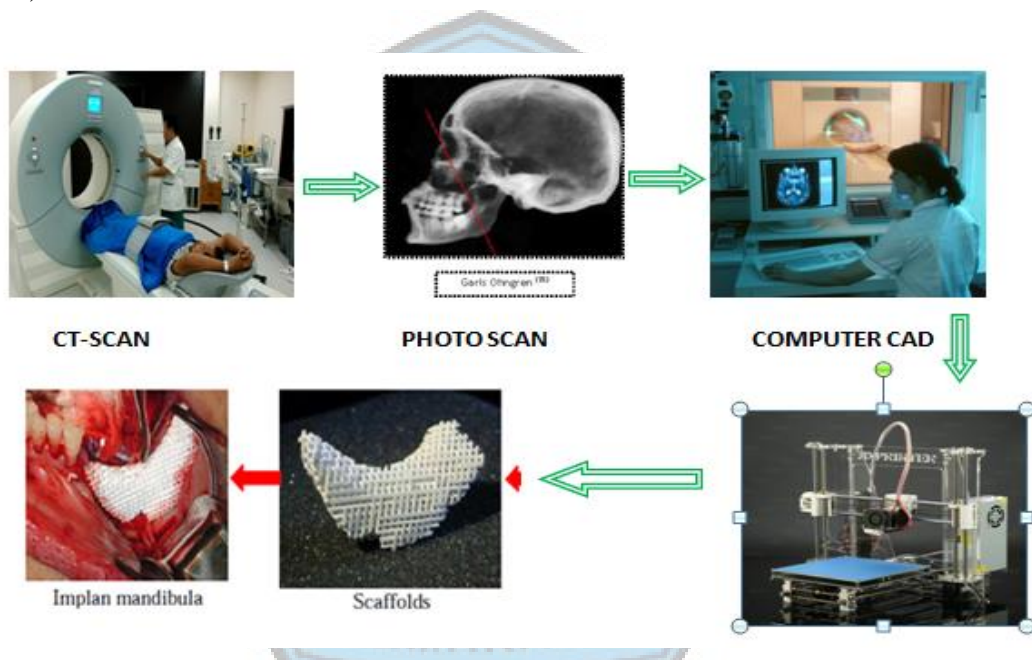
Tumor mandibula berpotensi menimbulkan gangguan pengunyahan, penelanan, saluran napas dan berbicara. Mandibula dan maxillofacial adalah tulang rahang pembentuk wajah yang paling besar dan kuat (*Fonseca RJ, 2000*). Adapun prosedur pengangkatan tumor mandibula pada **Gambar 2.2**, sering menimbulkan defek (cacat), mulai dari celah pada tulang alveolus sampai dengan diskontinuitas tulang mandibula (*Smith and Blackwell, 2006*).



Gambar 2.2. a) penderita tumor mandibula. b) pengangkatan tumor mandibula
(*Chua C.K, dkk, 2003*)

Mandibula memegang gigi bagian bawah dan maxilla memegang gigi atas. Mekanika mandibula membantu pada waktu gigi mengunyah (*Nkenkeet.al, 2003*). Tulang mandibula berbentuk lengkung dan datar, mulai dari depan : tulang parasymphyseal (mental), body, sudut (angle) dan ramus yang ditunjukkan pada gambar 2.2. Bodi bagian atas terdapat sederet alveoli untuk dudukan gigi. Ujung bodi belakang terdapat bagian yang posisinya hampir vertikal dan disebut ramus (*Stosic, 2008*). Seperti juga tulang bagian yang lain dalam tubuh manusia, tulang mandibula juga terdiri dari tulang porous (trabecular bone) dan tulang keras (cortical bone). Tulang keras berada dilapisan luar tulang porous, memiliki densitas, modulus elastisitas dan kekuatan mekanik yang lebih tinggi dibanding tulang porous (*Tontowi, 2012*). Teknik rekonstruksi mandibula dikelompokkan menjadi 4 kategori, yaitu dengan tulang autogenous, osteogenetik, plat logam dan scaffolds (*Stosic, 2008*). Teknik pembuatan scaffolds harus porositas, berpori-pori, distribusi pori dan interkoneksi, maka proses perlu parameter pengolahan dan kondisi terkontrol

(Salgado.,2004). Menggunakan proses desain berbasis computer dengan menggunakan visual data image CT Scan diubah menggunakan CAD dicetak dimesin fused deposition modeling (FDM). Proses ini dijelaskan pada **Gambar 2.3** (Chua C.K, 2003). Cara manufaktur FDM pada setiap layer material dikendalikan dari data CAD dan menumpuknya melalui nosel filamen menjadi benda tiga dimensi (3D) (Iwan zein et. al, 2002). Pemilihan material harus memenuhi syarat material scaffolds, diantaranya biokompatibel, biodegradabel, osteokonduksi, kekuatan mekanik, porous, interkoneksi antar lubang dan sifat permukaan (Papenburg BJ, 2009).



Gambar 2.3. Proses pembentukan scaffolds dengan mesin FDM (Chua C.K, 2003)

3D printing dikenal juga sebagai Additive Layer Manufacturing adalah proses membuat obyek padat tiga dimensi atau bentuk apapun dari model digital. Cara kerjanya hampir sama dengan printer laser dengan teknik membuat obyek dari sejumlah layer/lapisan yang masing-masing dicetak diatas setiap lapisan lainnya. Teknologi printing sudah berkembang sejak tahun 1980, namun belum begitu dikenal hingga tahun 2010, ketika mesin cetak 3D diperkenalkan secara komersial. Sementara Fused Deposition Modelling (FDM) adalah proses padat yang membuat bahan meleleh

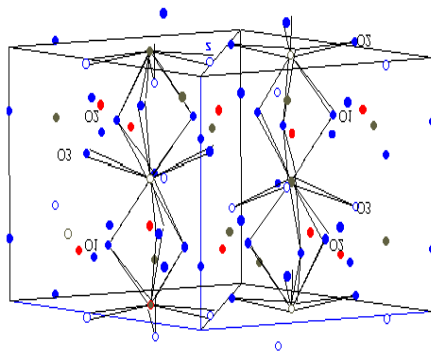
didalam extrusion head, dimana suhu memanaskan harus sesuai jenis bahan yang digunakan (ABS, lilin, dan lainnya). Bahan semi cair ini kemudian diekstrusi dan disimpan lapisan demi lapisan. Setelah selesai selanjutnya secara manual dihapus dan dibersihkan (Kamrani,A.K dan Nasr.E.A, 2005). Dalam sejarahnya printer 3D pertama yang bekerja dengan baik dibuat oleh Chuck Hall dari 3D System Corp ditahun 1984. Sejak saat itu teknologi printing 3D semakin berkembang dan digunakan dalam prototype (model) dalam industri secara luas seperti dalam arsitektur, otomotif, militer, industri medis, fashion, system informasi geografis sampai biotech (penggantian jaringan tubuh manusia) (<http://blog.finderonly.net>).

Prinsip dasar dan kerja mesin printer 3D FDM terbagi menjadi 2, yaitu : Teknik Cetak Injection Moulding/Plastic Extrusion (injeksi plastik). Teknik ini disebut juga teknik tradisional, karena menggunakan teknologi lama seperti melelehkan plastik lapisan demi lapisan. Satu ciri khas dari teknik ini adalah membersihkan alas duduk yang melekat dibawah obyek atau produk, serta bekas plastik lain yang melekat. Pada teknik ini biasanya memakai bahan plastik yang berlabel 7, antara lain : *Styrene Acrylonitril (SAN)*, *Acrylonitril Butadiene Styrene (ABS)*, *Polycarbonate (PC)* dan *Nylon*. Teknik Cetak Binder Jetting/Powder Bed (serbuk). Teknik ini lebih modern dari teknik cetak injeksi plastic. Printer 3D dengan teknik powder bed ini adalah high end, teknik ini banyak digunakan di industri dan kalangan professional. Tekniknya adalah menyemprotkan lem atau cairan kepermukaan tumpukkan serbuk atau disebut powder bed, kemudian wadah tumpukkan serbuk sedikit demi sedikit akan turun ke bawah, sehingga lapis demi lapis obyek akan tercetak dari bawah ke atas. Selama proses cetak obyek tidak terlihat karena diselimuti gundukkan serbuk, kemudian obyek dibersihkan dengan mudah dari serbuk dengan vacuum cleaner, kemudian dilapisi dengan cairan pengikat. Pada printer 3D FDM Z650 menggunakan vacuum chamber disamping mesin, sehingga mudah untuk membersihkan sisa serbuk dan sisa serbuk dapat dipakai lagi. Kandungan serbuk ini mengandung selulosa, larutan penggumpal hingga pati ketela (PLA), dan terdapat kandungan lain (Khamrani AK-dan Nasr EA, 2005).

2.2. Landasan Teori

Resiko infeksi cangkok alogenic atau xenogenic dan keterbatasan bahan material autogenous graft, untuk itu diperlukan biomaterial alternatif lain sebagai cangkok tulang. Biomaterial harus mudah dibentuk, dimasing, harga murah dan tersedia dipasaran (Rezwan, 2006). Kebanyakan material scaffolds didapat dari polimer, keramik dan komposit. Material yang terbuat dari bahan itu bersifat racun

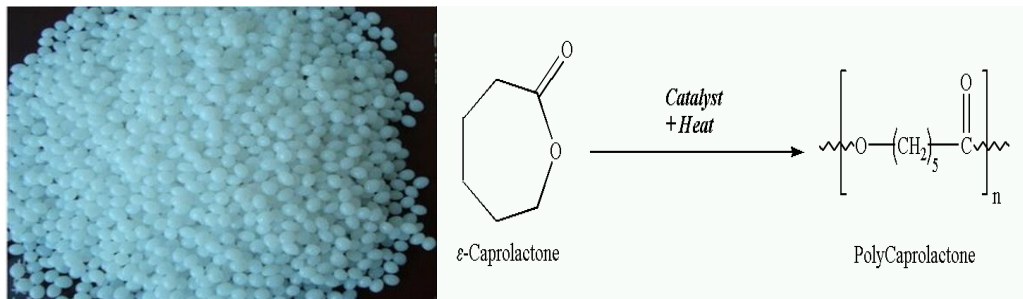
jika diimplankan ketubuh manusia (Rezwan, 2006). Maka perlu dikembangkan material scaffolds yang mampu diterima oleh tubuh manusia secara luas yaitu hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Hidroksiapatit (HA) memiliki sifat biokompatibel, osteokonduktif, antigenic, cytotoxic dan terdegradasi. HA juga memiliki kimia, biologis dan kristalnya mirip dengan tulang manusia. Kandungan utama HA yaitu kalsium (Ca) dan fosfat (P) dengan perbandingan rasio molar Ca dan P : 1,2-2. Kelemahan HA bersifat rapuh, elastisitas rendah dan aplikasinya terbatas (Albaryak et.al, 2008). Koral, kulit telur, kulit ikan sotong, gypsum, kalsit dan tulang sapi sebagai sumber alam penghasil HA sintesis (Ruksudrajit dkk, 2007). Tulang sapi mudah didapat, lebih ekonomis, lebih padat dan berisi dibanding tulang kambing atau tulang lainnya. HA bovine diproses melalui kalsinasi untuk menghilangkan kandungan unsur organik (Herliansyah, 2009). Struktur unit sel HA bovine disajikan pada **Gambar 2.4**, atom Ca ditunjukkan oleh lingkaran putih, atom O oleh lingkaran biru dan atom P ditunjukkan oleh lingkaran merah.



Gambar 2.4. Struktur unit sel Kristal HA (Hanson, 2005)

2.2.1 Poly (ϵ -caprolactone) PCL

Bahan *Poly ϵ -caprolactone* adalah polimer hasil sintesa kimia menggunakan bahan baku minyak bumi. PCL mempunyai sifat biodegradabilitas yang tinggi, dapat dihidrolisa oleh enzim lipase dan esterase yang tersebar luas pada tanaman, hewan dan mikroorganisme (<http://udinreskiwahyudi.blogspot.co.id/>). Sebagai polyester biodegradabel dan diaplikasi ke biomedis yang berbeda (Umeki A, et.al, 2010). PCL adalah semikristal termasuk ke dalam keluarga poliester alifatik, memiliki sifat termoplastik sehingga mudah diproses. PCL sering digunakan sebagai aditif untuk resin yang berfungsi untuk meningkatkan karakteristik pengolahan dan akhir penggunaan sifat bahan tersebut (misalnya resistensi dampak). PCL juga dapat dicampur dengan tepung untuk menurunkan biaya dan peningkatan yang biodegradabel atau dapat ditambahkan sebagai plasticier untuk PVC (Thielemans, 2009). PCL terdegradasi oleh hidrolis sambungan ester dalam kondisi fisiologis, yaitu pada tubuh manusia dan oleh karena itu telah menerima perhatian untuk digunakan sebagai biomaterial implan (SeiiciAi-ba, 2009). PCL memiliki suhu transisi gelas rendah (Tg) -60°C , titik leleh (Tm) 60°C dan suhu dekomposisi tinggi 35°C dengan temperatur yang memungkinkan ekstrusi. Sifat mekanik PCL padat Mw : 44.000, kekuatan tarik 16 MPa, modulus tarik 400 MPa, modulus lentur 500 MPa, perpanjangan mulur sebesar 7 % dan perpanjangan sampai putus di 80 %. Meskipun PCL satu tingkat degradasi paling lambat, tapi mudah difabrikasi, termasuk studi menggunakan teknologi FDM (Albertsson, et.al, 2002). Contoh material dari PCL beserta struktur kimia dapat dilihat pada **Gambar 2.5** dibawah ini :

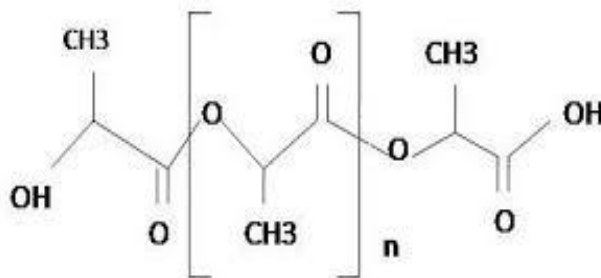


Gambar 2.5. Material PCL dan struktur kimia (id.aliexpress.com)

2.2.2 Poly Lactic Acid (PLA)

Poly lactic acid (PLA) atau poli asam laktat merupakan suatu polimer biodegradabel yang diperoleh dari asam laktat. PLA termasuk kedalam golongan poliester alifatik yang dapat terdegradasi maupun teruraikan di dalam tanah. PLA merupakan bahan yang berguna banyak dan 100 % dibuat dari bahan baku yang dapat didaur ulang seperti gandum, jagung, gula dan bahan-bahan yang mengandung pati dalam jumlah banyak (Koesnandar, 2004). PLA merupakan termoplastik biodegradabel yang disusun oleh monomer-monomer asam laktat. Melalui polimerisasi asam laktat akan dibentuk PLA yang merupakan bahan dasar plastik biodegradabel. PLA bersifat biodegradabel memiliki beberapa gugus hidroksil pada ujung rantainya. Selain itu PLA juga bersifat biokompatibel artinya polimer ini dapat diterima dalam tubuh tanpa menimbulkan efek dalam tubuh.

PLA merupakan Kristal polimer dan mempunyai sifat rapuh, sehingga didalam pembuatannya dibutuhkan plasticizer untuk menambah sifat mekanis PLA tersebut. Beberapa sifat fisik dan mekanik dari PLA, antara lain : kerapatan 1,25 , titik leleh 161°C, kristalinitas 0-1 % , suhu peralihan kaca (Tg) 61°C, modulus 2050 MPa, regangan 9 % , biodegradasi 100, permeabilitas air 172 g/me dan untuk tegangan permukaan sebesar 50 mN.nm (Liu et al, 2004). Struktur PLA dapat dilihat pada **Gambar 2.6** (Liu et al,2004).



Gambar 2.6. Struktur poli asam laktat (Liu et al, 2004)

Menurut *Botelho (2004)*, kelebihan poli asam laktat, antara lain :

1. Biodegradabel, artinya PLA dapat diuraikan secara alami dilingkungan oleh mikroorganisme.
2. Biokompatibel, dimana pada kondisi normal, jenis plastik ini dapat diterima oleh sel atau jaringan.
3. Dihasilkan dari bahan yang dapat diperbaharui (termasuk sisa industri) dan bukan dari minyak bumi.
4. 100 % recyclable (dapat didaur ulang) melalui hidrolisis asam laktat dan digunakan lagi untuk aplikasi yang berbeda atau bisa digabung untuk menghasilkan produk lain.
5. Tidak menggunakan pelarut organik/bersifat racun dalam memproduksi poli asam laktat
6. Dapat dibakar sempurna dan menghasilkan gas CO₂ dan air.

Sekarang PLA sudah banyak digunakan untuk beragam aplikasi, yaitu dibidang medis, kemasan dan tekstil. Dibidang medis, PLA digunakan sebagai benang jahit dan sebagai bahan pembungkus kapsul. Pada dasawarsa saat ini PLA dikembangkan dalam upaya perbaikan jaringan tubuh manusia.

2.2.3 Kompatibiliser (*Coupling Agent*)

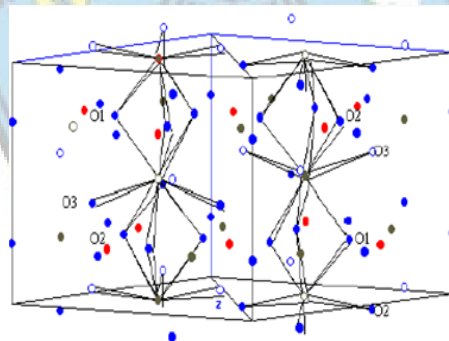
Kompatibiliser adalah sebagai pereaksi atau perekat. Dikarenakan polimer yang tidak berfungsi dengan baik karena ikatan antara matriks dan filler yang tidak kuat. Dengan ditambahkan kompatibiliser *vinyl silane* akan memperkuat ikatan antara filler dan matriks (*Power Chemical Corporation Limited, 2009*). Kompatibiliser akan memperkuat ikatan antara filler dan matrik polimer bereaksi secara kimiawi dengan keduanya. Banyak matrik polimer memindahkan tekanan pada partikel filler yang lebih kaku (*Maldas et al, 1989*). Fungsi kompatibiliser untuk memperbaiki sifat fisik dan mekanis dari polimer, juga mencegah cairan dari penetrasi kedalam filler ke polimer (*Dalvag et al, 1995*). **Gambar 2.7** dibawah adalah material coupling agent (*Vinyl silane*).



Gambar 2.7. Bahan Vinyl Silane (dokumentasi, 2016)

2.2.4 Hidroksiapatit

Tulang merupakan material komposit alamiah, terdiri dari komponen organik dan inorganik. Komponen inorganik penyusun tulang (45-65 %) adalah suatu bentuk kalium fosfat yang dikenal sebagai hidroksiapatit (Nagai, *et al*, 1984). Material bioaktif untuk regenerasi tulang banyak digunakan secara luas yaitu hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Hidroksiapatit (HA) sintetik merupakan material seperti tulang yang mempunyai sifat dapat berikatan dengan tulang secara baik. HA juga memiliki komposisi kimia, biologis dan kristalnya mirip dengan tulang manusia (Albaryak *et al*, 2008). Struktur unit sel HA disajikan pada **Gambar 2.8**.



Gambar 2.8. Struktur unit sel kristal HA (www.intechopen.com, 2009)

Beberapa hasil penelitian menyebutkan bahwa HA sintesis berpotensi untuk digunakan sebagai pengganti graft tulang (*allograft dan xenograft*) dengan sifat biokompatibilitas yang baik terhadap tulang dan gigi (Furman R, 2006). HA Bovine berasal dari tulang sapi yang disinterring dengan suhu 900-1000°C dengan ukuran serbuk 50 μm . Material HA terdiri dari larutan yang mengandung Ca dengan larutan

yang mengandung P atau Ca/P yang terbentuk adalah 1,67. Material HA Bovine ditunjukkan pada **Gambar 2.9**.



Gambar 2.9. Hidroksiapatit bovine (*Dokumentasi, 2015*)

Material hidroksiapatit memiliki sifat biokompatibel, osteokonduktif, antigenik, cytotoxic dan terdegradasi. HA juga memiliki komposisi kimia, biologis dan kristalnya mirip dengan tulang manusia. Kandungan utama HA yaitu kalsium (Ca) dan fosfat (P) dengan perbandingan rasio molar Ca dan P 1,2-2. Kelemahan HA bersifat rapuh, elastisitas rendah dan aplikasinya terbatas (*Albaryaket.al, 2008*). Koral, kulit telur, ikan sotong, gipsum, kalsit dan tulang sapi sebagai sumber alam penghasil HASintetis (*Ruksudrajit dkk, 2007*). Tulang sapi mudah didapat, lebih ekonomis, lebih padat dan berisi juga memiliki tingkat keefektifan tinggi sebagai bahan dasar pembuat hidroksiapatit dibanding tulang kambing atau tulang lainnya. HA bovine diproses melalui proses kalsinasi untuk menghilangkan kandungan unsur organik (*Herliansyah , 2009*).

2.3 Karakteristik dan Pengujian Mekanik Scaffolds

2.3.1 Uji X-Ray Diffractometer (XRD)

X-Ray Diffractometer merupakan suatu alat untuk mengidentifikasi fasa kristalin dalam material dengan cara menentukan parameter struktur kisi serta untuk mendapatkan ukuran partikel (*Burke, 1998*). Bahan yang dianalisa adalah berbentuk butiran halus, homogenized, dan rata-rata komposisi masal ditentukan. Pada suatu material dikenai sinar X, maka intensitas sinar yang ditransmisikan lebih rendah dari intensitas sinar datang (*Burke, 1998*). Hal ini disebabkan adanya penyerapan oleh material dan juga penghamburan oleh atom-atom dalam material tersebut. Berkas

sinar X ada yang saling menghilangkan karena fasanya berbeda dan ada juga yang saling menguatkan karena fasa yang sama. Berkas sinar X yang saling menguatkan itu yang disebut sebagai berkas difraksi. Sinar X ditimbulkan dari tumbukkan antara elektron dengan

kecepatan tinggi dengan target. Kelebihan penggunaan sinar X dalam karakterisasi material adalah kemampuan penetrasinya. Sebab sinar X memiliki energi sangat tinggi akibat panjang gelombangnya yang pendek (*Burke, 1998*). Sedangkan kekurangannya adalah untuk obyek berupa kristal tunggal sangat sulit mendapatkan senyawa dalam bentuk kristalnya. Sedangkan untuk obyek berupa bubuk (powder) sulit untuk menentukan strukturnya. Prinsip kerja XRD secara umum adalah sebagai berikut : XRD terdiri dari tiga bagian utama, yaitu tabung sinar X, tempat obyek yang diteliti dan detektor sinar X. Sinar X di hasilkan pada tabung sinar X yang berisi katoda memanaskan filamen, sehingga menghasilkan elektron. Perbedaan tegangan proses X Ray Diffractometer untuk mengidentifikasi struktur, ukuran butir, unsur dan parameter kisi kristal dengan memanfaatkan radiasi gelombang elektromagnetik sinar X (*Smith et.al, 1981*), yang ditunjukkan pada **Gambar 2.10**, di bawah ini :



Gambar 2.10. Alat uji XRD (Dokumentasi 2016)

Prinsip kerja sinar X dihasilkan di tabung sinar katode dengan pemanasan kawat pijar untuk menghasilkan elektron-elektron (*Cullity, 1987*). Elektron mempunyai energi untuk mengeluarkan elektron-elektron dalam target, karakteristik spektrum sinar X di hasilkan. Panjang gelombang yang spesifik merupakan karakteristik dari bahan target (Ca,P,Mo,Cr pada tulang cumi sotong (*Cullity, 1987*). Difraksi sinar X

ini digunakan untuk beberapa hal, diantaranya : Pengukuran jarak rata-rata antara lapisan atau baris atom, Penentuan kristal tunggal, Penentuan struktur kristal dari material yang tidak diketahui. Garis spektrum yang digunakan untuk analisis kimia dipilih berdasarkan intensitas, aksesibilitas oleh instrumen dan kurangnya tumpang tindih garis.

2.3.2 Uji *Thermo Gravimetric Analyzer* (TGA)

Thermo gravimetric analyzer (TGA) yaitu pengujian yang dilakukan kepada sampel sebagai penentu perubahan berat-susut (weight-loss) dalam kaitannya dengan perubahan suhu. Analisa tersebut bergantung pada tingkat presisi tinggi dalam tiga pengukuran : berat, suhu dan perubahan suhu (*Linda Karlina, 2013*). TGA pada umumnya digunakan dalam berbagai penelitian dan pengujian untuk karakteristik bahan seperti polimer, untuk menentukan suhu degradasi, bahan menyerap kadar air, Tingkat komponen anorganik dan bahan organik, dekomposisi poin bahan peledak dan residu pelarut. Hal ini juga sering digunakan untuk memperkirakan kinetik korosi dalam oksidasi suhu tinggi (*Viantikasari, 2013*). Pada prinsipnya metode ini stabilitas thermalnya pada temperatur mencapai 1000°C. Teknik ini dapat mengkarakterisasi material yang menunjukkan kehilangan atau penambahan berat akibat dekomposisi, oksidasi atau dehidrasi (*Mohomed Kadine, 13*).

Cara pengoperasian alat ini sangat mudah. Material yang berupa serbuk cukup dimasukkan dalam cawan kecil dari bahan platina, atau alumina ataupun teflon seperti pada gambar di bawah ini. Perlu diingat : pemilihan bahan wadah/cawan disesuaikan dengan bahan uji dan bahan uji tidak bereaksi dengan cawan seperti tidak lengket ketika dipanaskan. **Gambar 2.11**, cawan untuk alat TGA :



Gambar 2.11. Macam-macam cawan untuk alat TGA

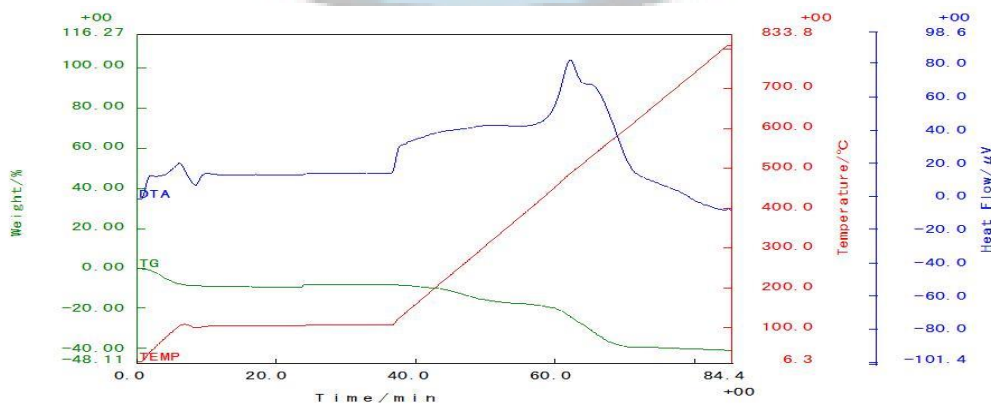
<http://lib.unimus.ac.id>

Analisa memerlukan juga bahan standar sebagai referensi dan penyeimbang dari timbangan mikro. Biasanya dipakai alumina sebagai standar yang juga perlu di masukkan dalam cawan. Alumina dan bahan uji kemudian dimasukkan ke dalam alat TGA seperti **Gambar 2.12**, dibawah ini :



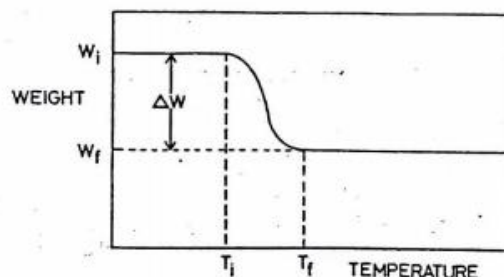
Gambar 2.12. Material dalam timbangan didalam mesin TGA

Yang perlu dilakukan dengan benar adalah ketika cawan diletakkan diatas timbangan. Karena lengan dari timbangan sangat mudah patah sehingga dalam menempatkan dan mengambil bahan uji dilakukan dengan hati-hati. Setelah sampel dimasukkan maka kita bisa memprogram urutan pemanasannya. Pemanasan bisa di program urutan pemanasannya. Sebagai contoh kita bisa mengatur memanaskan sampel sampai 110°C dan ditahan sampai 10 menit, kemudian pemanasan dengan cepat dilanjutkan sampai 900°C, kemudian suhu diturunkan menjadi 600°C dan ditahan selama 30 menit. Kita dapat memprogram temperatur dan juga kecepatan pemanasan. Alat ini bisa memanaskan sampai 1000°C dengan kecepatan sampai 100°C/menit atau lebih tergantung tipe alat (*materialcerdas.wordpress.com*).

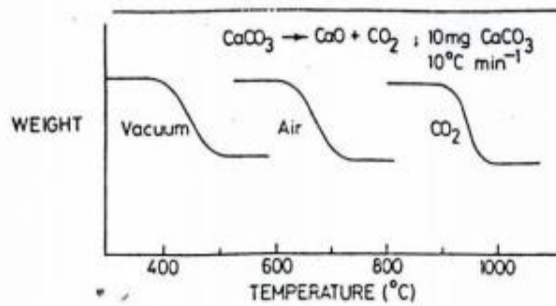


Gambar 2.13. Contoh hasil analisa TGA yang mengandung karbon

Untuk garis hijau adalah grafik weight loss (TG) fungsi waktu, dan garis merah adalah temperatur fungsi waktu, sedangkan garis biru adalah DTA fungsi waktu. Bisa dilihat pada grafik TG pada suhu sekitar 100°C, 200°C dan 500° C terjadi penurunan berat yang signifikan yang kemungkinan besar dikarenakan kehilangan air, volatile dan karbon secara berurutan (*materialcerdas.wordpress.com*). Cara analisa TGA yaitu hasilnya berupa rekaman diagram yang kontinyu berupa reaksi dekomposisi satu tahap yang skematik, diperlihatkan pada **Gambar 2.14**. Sampel yang digunakan dengan berat beberapa milligram, dipanaskan pada laju konstan berkisar antara 1-20°C/menit, mempertahankan berat awalnya (W_i), sampai mulai terdekomposisi pada suhu T_i . Pada kondisi pemanasan dinamis, dekomposisi biasanya berlangsung pada range suhu tertentu, $T_i - T_f$, dan daerah konstan kedua teramati pada suhu di atas T_f , yang berhubungan harga berat residu W_f . Berat W_i , W_f dan ΔW adalah harga-harga yang sangat penting dan dapat digunakan dalam perhitungan kuantitatif dari perubahan komposisinya,dll. Bertolak belakang dengan berat, harga dari T_i dan T_f , merupakan harga yang bergantung pada beragam variable, seperti laju pemanasan, sifat dari padatan (ukuran) dan atmosfer di atas sampel. Efek dari atmosfer ini dapat sangat dramatis, seperti yang terlihat pada **Gambar 2.15**, untuk dekomposisi CaCO_3 , pada kondisi vakum, dekomposisi selesai sebelum 500°C, namun dalam CO_2 tekanan atmosfer 1 atm,dekomposisi bahkan belum berlangsung hingga suhu diatas 900°C. Oleh sebab itu, T_i dan T_f merupakan nilai yang sangat bergantung pada kondisi eksperimen, karena tidak mewakili suhu-suhu dekomposisi pada equilibrium (*Direktori/FPMIPA/JUR_PEND_KIMIA*).



Gambar 2.14. Skema termogram bagi reaksi dekomposisi satu tahap



Gambar 2.15. Dekomposisi CaCO₃ pada atmosfer yang berbeda

Bagian-bagian Thermo Gravimetri Analyzer (TGA) terdiri dari beberapa bagian, yaitu sensitive analytical balance, furnace purge gas system, microcomputer atau micro processor (Singagerda, 2009). Dibawah ini adalah **Gambar 2.16**, mesin uji Thermo Gravimetric Analyzer (TGA).



Gambar 2.16. Alat uji Thermo Gravimetric Analyzer (centrallaaboratory.umac.id)

2.3.3 Uji Permukaan dan Dekomposisi (SEM)

Scanning Electron Microscope (SEM) adalah merupakan teknik statistik yang digunakan untuk membangun dan menguji model statistik yang biasanya dalam bentuk model-model sebab akibat. SEM merupakan teknik hibrida yang meliputi aspek-aspek penegasan (confirmatory) dari analisis factor, analisis jalur dan regresi yang dapat dianggap sebagai kasus khusus dalam SEM (<http://www.jonathansarwono.info/>). Digunakan untuk menganalisa topografi permukaan dengan pembesaran sampai 300.000 kali dengan resolusi 4-9 nm. Teknik

analisis data menggunakan Structural Equation Modeling (SEM), dilakukan untuk menjelaskan secara menyeluruh hubungan antar variable yang ada dalam penelitian. SEM digunakan bukan untuk merancang suatu teori, tetapi lebih ditujukan untuk memeriksa dan membenarkan suatu model. Maka, syarat utama menggunakan SEM adalah membangun suatu model hipotesis yang terdiri dari model structural dan model pengukuran dalam bentuk diagram jalur yang berdasarkan justifikasi teori. SEM adalah merupakan sekumpulan teknik-teknik statistik yang memungkinkan pengujian sebuah rangkaian hubungan secara simultan. Hubungan itu dibangun antara satu atau beberapa variable (*Santoso, 2011*).

SEM menjadi suatu teknik analisis yang lebih kuat karena mempertimbangkan permodelan interaksi, nonlinearitas, variable-variabel bebas yang berkorelasi (correlated independent), kesalahan pengukuran, gangguan kesalahan-kesalahan yang berkorelasi (correlated error terms), beberapa variable bebas laten (multiple latent independent), dimana masing-masing diukur dengan menggunakan banyak indikator, dan satu atau dua variable tergantung laten yang juga masing-masing diukur dengan beberapa indikator. Dengan demikian menurut definisi ini SEM dapat digunakan alternatif lain yang lebih kuat dibandingkan dengan menggunakan regresi berganda analisis jalur, analisis faktor, analisis time series dan analisis kovarian (*Byrne, 2010*). Yamin (2009) mengemukakan bahwa didalam SEM peneliti dapat melakukan tiga kegiatan sekaligus, yaitu pemeriksaan validitas dan reliabilitas instrument (setara dengan analisis factor konfirmatori), pengujian model hubungan antar variable laten (setara dengan analisis path), dan mendapatkan model yang bermanfaat untuk prediksi (setara dengan model struktural dan analisis regresi). Dua alasan yang mendasari digunakan SEM adalah :

- a) SEM mempunyai kemampuan untuk mengestimasi hubungan antar variabel yang bersifat multiple relationship. Hubungan ini dibentuk dalam model struktural (hubungan antara konstruk dependen dan independen).
- b) SEM mempunyai kemampuan untuk menggambarkan pola hubungan antara konstruk laten dan variabel manifes atau variabel indikator.

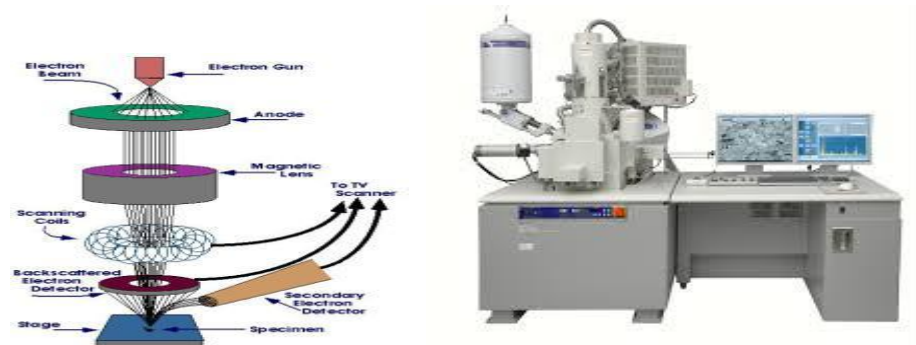
Prinsip kerja SEM menggunakan tumbukkan elektron untuk menganalisis obyek yang ditransformasikan menjadi gambar (ASM vol 9, 2004). Hasil gambar berupa foto strukturmikro dengan menampilkan morfologi, ukuran fasa-fasa utama, komposisi, kristalografi dan struktur porous. Spesimen scaffolds yang halus divakum sampai kering dan terbebas dari kandungan air (H₂O). Spesimen dilapisi (sputter) dengan emas atau platina kemudian ditempatkan pada holder untuk direkam. Pengambilan foto dengan pembesaran sampai 500x, 1000x, 2000x dan 5000x (Jesse.B,et.al, 2001). Sedangkan uji dekomposisi material waktu ekstrusi menggunakan *Thermal Gravimetric Analysis* (TGA). Aplikasi dari teknik SEM adalah sebagai berikut :

- a) Topografi : menganalisa permukaan dan tekstur (kekerasan, reflektivitas).
- b) Morfolofi : menganalisa bentuk dan ukuran dari benda sampel.
- c) Komposisi : menganalisa komposisi dari permukaan benda secara kuantitatif dan kualitatif (<http://www.jonathansarwono.info/>).

Sedangkan kelemahan dari teknik SEM antara lain :

- a) Memerlukan kondisi vakum.
- b) Hanya menganalisa permukaan.
- c) Resolusi lebih rendah dari TEM.
- d) Sampel harus bahan yang konduktif, jika tidak maka perlu dilapisi logam seperti emas (<http://www.jonathansarwono.info/>).

Adapun alat uji *Scanning Electron Microscope* dapat dilihat pada **Gambar 2.17**, dibawah ini :



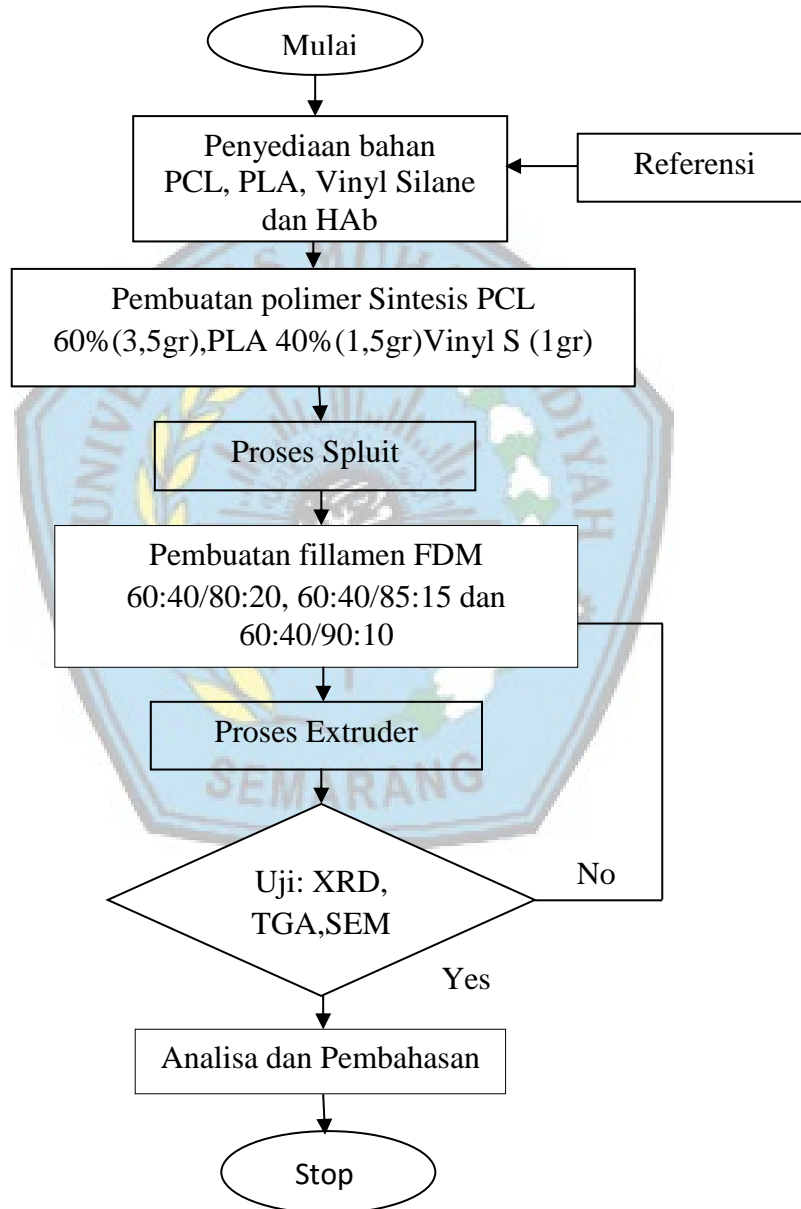
Gambar 2.17. Skema alat uji SEM dan alat uji SEM (vesagala.blogspot.com)



BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Alur Penelitian

Agar pengambilan data dan penelitian lebih mudah, penulis mengikuti langkah kerja menurut diagram alir dibawah ini :



Gambar 3.1. Diagram alur penelitian

3.2 Alat-alat Penelitian

a) Timbangan digital

Timbangan adalah suatu alat yang dipakai melakukan pengukuran massa suatu benda (*id.wikipedia.org*). Alat timbang digunakan untuk menimbang bahan-bahan sebelum diproses. Sebelum proses menimbang dimulai, pastikan alat timbang dikalibrasi ke angka nol (0), kemudian cawan diletakkan diatas timbangan setelah sesuai. Setelah itu proses penimbangan material dapat dimulai. **Gambar 3.2**, dibawah ini adalah bentuk dari timbangan digital.



Gambar 3.2. Timbangan digital (dokumentasi, 2016)

b) Thermometer Digital

Adalah suatu alat untuk mengukur temperatur atau suhu dengan penunjukkan angka numerik. Alat ini digunakan dalam penelitian untuk mengukur temperatur material polimer pada saat dipanaskan, sehingga keadaan fisik dari material tersebut dapat terpantau. Thermometer digital dapat dilihat pada **Gambar 3.3**, dibawah ini :



Gambar 3.3. Thermometer digital krisbow (dokumentasi, 2016)

c) Cawan petri dan cawan stainlesssteel

Cawan petri adalah sebuah wadah yang berbentuk bundar, terbuat dari bahan plastik atau kaca, yang digunakan untuk membiakkan sel atau menempatkan sesuatu material penelitian (*id.wikipedia.org*). Cawan stainlesssteel yang kita gunakan adalah sebuah asbak dari bahan stainless, dengan diameter 10 cm dan tinggi 2 cm dan dapat menampung material yang siap untuk dipanaskan/di lebur. Fungsi cawan petri adalah sebagai tempat untuk menimbang material. Dibawah ini adalah **Gambar 3.4**, dari cawan petri dan cawan/asbak stainlesssteel :



Gambar 3.4. a) Cawan petri , b) Cawan/asbak stainlesssteel (dokumentasi, 2016)

d) Spatula

Spatula adalah alat untuk mengambil/mengaduk suatu obyek. Spatula yang sering digunakan di laboratorium biologi atau kimia berbentuk sendok kecil, pipih dan bertangkai. Bahan dari spatula kebanyakan stainlesssteel atau aluminium. Spatula ditunjukkan seperti **Gambar 3.5**, dibawah ini :



Gambar 3.5. Spatula (dokumentasi, 2016)

e) Alat suntik

Alat suntik adalah pompa piston sederhana untuk menyuntikkan atau menghisap cairan atau gas (*id.wikipedia.org*). Suntikan untuk penelitian ini digunakan untuk pembuatan polimer sintesis secara manual dari hasil pencampuran dan pengadukkan material PCL, PLA, Vinyl Silane dan HA Bovine. Hasil pengadukkan material setelah meleleh langsung dimasukkan ke dalam suntikkan kemudian langsung dikeluarkan dengan syarat material masih panas. Alat suntik dapat ditunjukkan seperti pada **Gambar 3.6**, dibawah ini :



Gambar 3.6. Alat suntik (dokumentasi, 2016)

f) Mesin Screw Extrusion Filamen

Adalah suatu mesin untuk pembuatan filamen yang biodegradasi print 3D. Mesin screw extrusion yang ada dilaboratorium material teknik mesin Universitas Muhammadiyah Semarang, adalah buatan Kanada dengan merk Welzoom. Temperatur maksimal mesin ekstruder filamen sampai 400°C sehingga mampu mencairkan material PLA dan PCL. **Gambar 3.7**, dibawah ini adalah mesin screw extrusion :



Gambar 3.7. Mesin screw extrusion filamen print 3D (dokumentasi, 2016)

g) Alat pemanas (*Stirrer Magnetic Hot Plate*)

Adalah suatu mesin yang digunakan untuk memanaskan material didalam wadah atau cawan yang dapat diatur temperaturnya. Alat pemanas yang ada di laboratorium material Universitas Muhammadiyah dengan merk cimarec. **Gambar 3.8**, alat pemanas seperti dibawah ini :

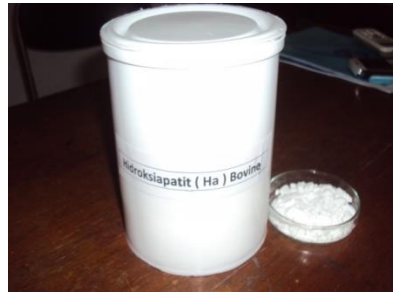


Gambar 3.8. *Stirrer Magnetic Hot Plate* (Dokumentasi, 2016)

3.3 Bahan Penelitian

a) Hidroksiapatit (HA) Bovine

HA bovine berasal dari hasil sintering tulang sapi pada suhu 900-1000°C. HA bovine mempunyai sifat biokompatibel, osteokonduksi, antigenik, cytotoxic dan terdegradasi. HA juga memiliki komposisi kimia, biologis dan kristalnya mirip dengan tulang manusia. Kandungan utama HA yaitu kalsium (Ca), dan phospat (P) dengan perbandingan rasio molar Ca dan P adalah 1,2 – 2. Kelemahan HA bersifat rapuh, elastisitas rendah dan aplikasinya terbatas (Albaryakel.,2008). Ikan sotong, kulit telur, koral, gipsum, kalsit dan tulang sapi adalah sebagai sumber alam penghasil HA sintesis (Ruksudrajit dkk.,2007). Tulang sapi mudah didapat, murah, lebih padat dan berisi juga merupakan bahan yang memiliki tingkat keefektifan tinggi sebagai bahan dasar pembuatan hidroksiapatit dibanding tulang kambing atau tulang lainnya. HA bovine diproses melalui kalsinasi untuk menghilangkan kandungan unsur organik (Herliansyah.,2009). Material hidrosiapatit bovine, diperlihatkan pada **Gambar 3.9**, dibawah ini :



Gambar 3.9. Hidroksiapatit bovine (dokumentasi, 2016)

b) Poly (ϵ -caprolactone)/PCL

PCL mempunyai sifat biodegradabel untuk diaplikasi kebidang biomedis. PCL memiliki suhu transisi gelas (T_g) - 60°C , titik leleh (T) dari 60°C , dan suhu dekomposisi tinggi 35°C dengan bermacam temperatur yang memungkinkan ekstruksi. Sifat mekanik PCL diantaranya, kekuatan tarik 16 MPa, modulus tarik 400 MPa, modulus lentur 500 MPa. Dibawah ini adalah PCL yang ditunjukkan dengan

Gambar 3.10 :

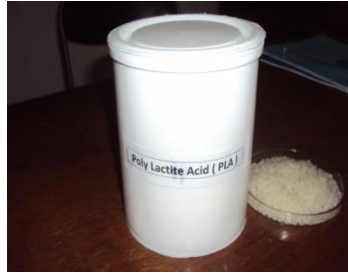


Gambar 3.10. Poly ϵ -caprolactone/PCL (dokumentasi, 2016)

c) Poly Lactite Acid/poli asam laktat (PLA)

Poly lactite acid (PLA) adalah suatu polimer biodegradabel yang diperoleh dari asam laktat. PLA mempunyai sifat biodegradabel karena memiliki beberapa gugus hidroksil pada ujung rantainya dan sifat biokompatibel yang artinya polimer ini dapat diterima didalam tubuh tanpa menimbulkan efek dalam tubuh. PLA merupakan kristal polimer dan mempunyai sifat rapuh sehingga didalam pembuatannya

dibutuhkan plasticizer untuk menambah sifat mekanis PLA. Material PLA dapat dilihat pada **Gambar 3.11**, dibawah ini :



Gambar 3.11. Poly lactite acid / PLA (dokumentasi, 2016)

d) Vinyl Silane (Kompatibiliser)

Kompatibiliser mempunyai fungsi sebagai perekasi/perekat, yaitu : menyatukan ikatan antara matrik dan filler. Kompatibiliser memperkuat ikatan antara filler dan matrik polimer bereaksi secara kimia dengan keduanya juga mencegah cairan dari penetrasi kedalam filler polimer. Kompatibiliser yang dipakai berjenis vinyl silane merk Sigma Aldrich. Vinyl silane dapat dilihat pada **Gambar 3.12**, dibawah ini :



Gambar 3.12. Vinyl Silane (dokumentasi 2016)

3.4 Pembuatan Filamen Print 3D Metode FDM

3.4.1 Susunan pembuatan polimer sintetis

- a) Material ditimbang sesuai prosentase dengan perbandingan PCL : PLA adalah 60 : 40 dalam ukuran 5 gram. Didapat berat PCL 3,5 gram dan PLA 1,5 gram dengan ditambah kompatibiliser (Vinyl Silane) 1 gram. Bahan yang akan ditimbang dapat dilihat pada **Gambar 3.13** dibawah ini :



Gambar 3.13. Proses penimbangan (dokumentasi, 2016)

- b) Siapkan alat pemanas/heater dan cawan stainlesssteel sebagai tempat untuk material yang akan dipanaskan.
- c) Masukkan PLA kedalam cawan dan panaskan dgn ukuran temperatur pada material sebesar 140°C selama 10 menit, amati apabila PLA sudah mulai
- d) berubah bentuk menjadi pasta, tambahkan sedikit vinyl silane dan aduk sampai lumer dan turunkan temperatur material hingga 70°C .
- e) Masukkan material PCL sambil diaduk, tambahkan sedikit demi sedikit vinyl silane sampai habis, sambil diaduk hingga merata.
- f) Material tetap diaduk sambil menyiapkan alat suntik dan tetap tahan temperatur bahan berkisar 70°C . Masukkan material kedalam suntikkan dan mulai dilakukan proses injeksi.
- g) Tunggu kurang lebih 10 menit dan menjadi dingin, material siap dipotong untuk dijadikan pellet. Proses pembuatan polimer sintetis dapat dilihat pada **Gambar 3.14**, dibawah ini :



Gambar 3.14. Proses pembuatan polimer sintesis (dokumen, 2016)

3.4.2 Proses pembuatan pellet filamen FDM

- a) Pellet polimer sintesis dengan komposisi PCL 60 % - PLA 40 % dalam berat 5 gram dan ditambah vinyl silane 1 gram yang akan ditambah HA bovine, untuk dibuat pellet filamen dengan komposisi 90:10 , 85:15 dan 80:20 dalam berat total 10 gram.
- b) Berat material dengan perbandingan 90:10 adalah 9 gram untuk polimer sintesis dan 1 gram untuk HA bovine. Material dengan perbandingan 85:15 adalah 8,5 gram untuk polimer sintesis dan 1,5 gram untuk HA bovine. Material dengan perbandingan 80:20 adalah 8 gram untuk polimer sintesis dan 2 gram untuk HA bovine. Untuk tiap material akan diberi vinyl silane masing-masing 2 gram.
- c) Polimer sintesis dipanaskan didalam cawan stainlesssteel pada temperatur 70°C sampai mulai mencair dan masukkan HA bovine sambil terus diaduk.

- d) kemudian tambahkan vinyl silane sedikit demi sedikit hingga campuran terlihat rata dan diusahakan temperatur pada 70°C, seperti pada **Gambar 3.15**, dibawah ini :



Gambar 3.15. Pemanasan pellet FDM pada temperatur 70°C (dok, 2016)

- e) Siapkan suntikan untuk melakukan injeksi material , masukkan material yang sudah siap pada alat suntik dan lakukan injeksi.
- f) Dinginkan material kurang lebih 10 menit, setelah dingin material dapat dipotong kecil-kecil untuk selanjutnya dibuat menjadi filamen FDM.

3.4.3 Proses Pembuatan Filamen FDM

- a) Siapkan mesin screw extruder, masukkan pellet pada tempat pengisian, atur kontrol temperatur di 140°C. Apabila sudah tercapai setting temperatur yang kita inginkan,
- b) Atur kecepatan ekstrusi pada kecepatan 4 mm/min , seperti **Gambar 3.16**, dibawah ini :



Gambar 3.16. Pengaturan set temperatur dan kecepatan ekstrusi (dok, 2016)

- c) Filamen keluar dari mesin extruder memiliki diameter 1,75 mm, Proses injeksi mesin screw extruder dapat dilihat pada **Gambar 3.17**, dibawah ini :



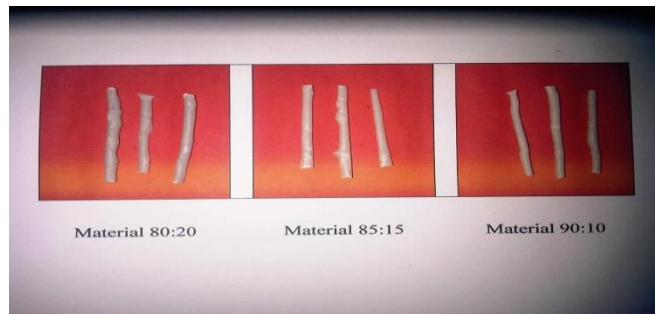
Gambar 3.17. Pembuatan filamen FDM (dokumentasi, 2016)

- d) Hasil proses ekstrusi kemudian dipotong-potong dengan panjang 5cm, seperti pada **Gambar 3.18**, dibawah ini :



Gambar 3.18. Pemotongan filamen (dokumentasi, 2016)

- e) Hasil proses ekstrusi berupa filamen yang dipisahkan menurut komposisinya, selanjutnya dikemas dalam wadah/plastik yang tertutup dan diberi kode, untuk selanjutnya menuju pada tahap pengujian bahan. Dibawah ini adalah **Gambar 3.19**, filamen FDM.



Gambar 3.19. Filamen FDM sesuai komposisi (dokumen, 2016)



<http://lib.unimus.ac.id>

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Karakteristik Material

Keterbatasan *autogenous graft* dan resiko infeksi cangkok alogenetik dan xenogenetik, diperlukan biomaterial alternatif sebagai cangkok tulang. Penggunaan biomaterial harus mudah dibentuk, dimasing, harga murah dan tersedia dipasaran (Rezwan., 2006). Material scaffolds didapat dari polimer, keramik dan komposit. Tetapi proses pembentukan scaffolds dengan teknik FDM kebanyakan dari polimer dan keramik. Adapun untuk material untuk spesimen fillamen adalah sebagai berikut:

4.1.1 Hidroksiapatit

Material bioaktif untuk regenerasi tulang banyak digunakan secara luas yaitu hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Tulang merupakan material komposit alamiah terdiri dari komponen organik dan inorganik. Komponen inorganik penyusun tulang (45-65 %) adalah suatu bentuk kalsium fosfat yang dikenal sebagai hidroksiapatit (Nagai, et al., 1984). HA bovine tulang sapi memiliki titik lebur tinggi sebesar 954°C (Sontang., 2000). HA bovine tulang sapi juga memiliki komposisi kimia dan kristalnya mirip dengan tulang manusia (Albaryak et.al, 2008).

4.1.2 Poly(ϵ -caprolactone) (PCL)

Material PCL dianggap sebagai poliester biodegradabel dan diaplikasi ke biomedis yang berbeda (Umekia, et.al, 2010). Biodegradabel merupakan sifat benda yang menunjukkan kualitas yang digambarkan dengan kerentanan suatu senyawa (organik atau anorganik) terhadap perubahan bahan akibat aktivitas-aktivitas mikro organisme (Paramita et al., 2012). PCL terdegradasi oleh hidrolisis sambungan ester dalam kondisi fisiologis (seperti dalam tubuh manusia) dan oleh karena itu telah menerima banyak perhatian untuk digunakan sebagai biomaterial implan (Seiichi Aiba., 2009). Sifat mekanik PCL padat M_w : 44.000 kekuatan tarik 16 MPa, modulus tarik 400 MPa, modulus lentur 500 MPa, perpanjangan mulur sebesar 7,0% dan perpanjangan sampai putus di 80%. PCL memiliki titik leleh pada suhu 60°C (Middleton et al. 1998).

4.1.3 Poly Lactic Acid (PLA)

Poli asam laktat atau *Poly Lactic Acid* merupakan suatu polimer biodegradabel yang diperoleh dari asam laktat. PLA termasuk dalam golongan poliester alifatik yang dapat terdegradasi atau terurai didalam tanah. PLA merupakan bahan yang serbaguna 100% dibuat dari bahan baku yang dapat didaur ulang seperti jagung, gula, gandum dan bahan-bahan memiliki pati dalam jumlah yang banyak (Koesnandar, 2004).

Beberapa sifat fisik dan mekanik dari PLA, antara lain : kerapatan 1,25 , titik leleh 161°C, kristalinitas 0-1 % , suhu peralihan kaca (Tg) 61°C, modulus 2050 MPa, regangan 9 % , biodegradasi 100, permeabilitas air 172 g/me, dan untuk tegangan permukaan sebesar 50 mN.nm (Liu et al, 2004).

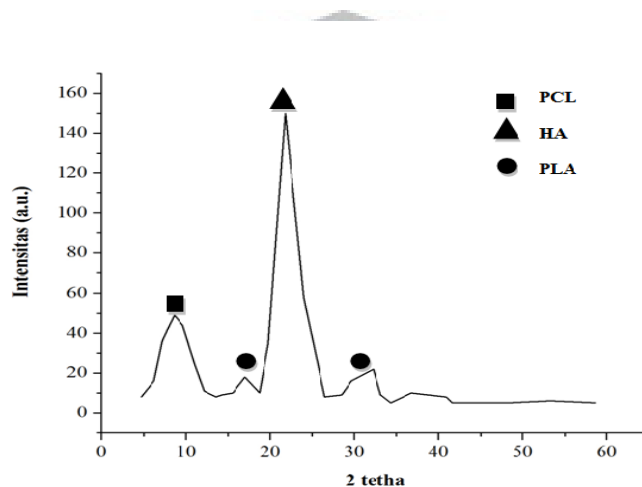
4.1.4 Kompatibiliser (Coupling Agent)

Kompatibiliser material yang berfungsi sebagai pereaksi. Polimer yang tidak berfungsi dengan baik karena ikatan antara matriks dan filler tidak kuat sehingga saat material mudah tercampur saat dipanaskan. Pelapisan partikel filler dengan kompatibiliser *vinyl silane* memperkuat ikatan antara filler dan matrik (Power Chemical Corporation Limited., 2009). Kompatibiliser memperkuat ikatan antara filler dan matrik polimer bereaksi secara khemis dengan keduanya. Banyak matrik polimer memindahkan tekanan kepada partikel filler yang lebih kaku (Maldas et al., 1989). Fungsi *coupling agent* untuk memperbaiki sifat fisik dan mekanis dari polimer, juga mencegah cairan dari penetrasi kedalam filler polimer (Dalvåg et al., 1985).

4.2 Hasil Uji X-Ray Diffractometer (XRD)

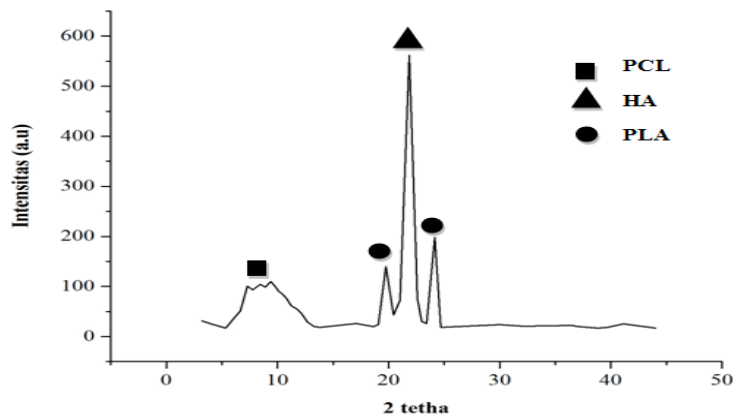
Hasil uji *X-Ray Diffraction* (XRD) bertujuan untuk mengidentifikasi struktur, ukuran butir, unsur dan parameter kisi kristal dengan memanfaatkan radiasi gelombang elektromagnetik sinar X. Hasil pengujian XRD untuk melihat struktur Kristal dan unsur filamen biodegradasi printer 3D. Uji specimen XRD berbentuk serbuk dengan sudut tembak 90°C. Pengujian dilakukan pada 3(tiga) spesimen untuk komposisi campuran polimer sintesis dan Hidroksiapatit Bovine. Perbandingan komposisi campuran sebesar 80:20, 85:15 dan 90:10.

Hasil uji XRD perbandingan komposisi 90:10 pada **Gambar 4.1.**, memperlihatkan puncak-puncak atau peak intensitas rendah yang dimiliki beberapa unsur. Untuk senyawa PCL memiliki puncak intensitas rendah dan pola puncak yang lebar. Ketinggian puncak intensitas material PCL pada 2 theta $8,7350^\circ$ dan peak/puncak 52, material HA ketinggian puncak intensitasnya pada 2 theta $24,0283^\circ$ dan peak/puncak 150, sedangkan material PLA mempunyai ketinggian intensitas puncak pada 2 theta $18,024^\circ$ dan peak/puncak 16. Untuk pola puncak atau *Full Width Half Maximum* (FWHM) semakin lebar pada material PCL dan HAb yaitu $0,95800^\circ$ dan $0,84330^\circ$.



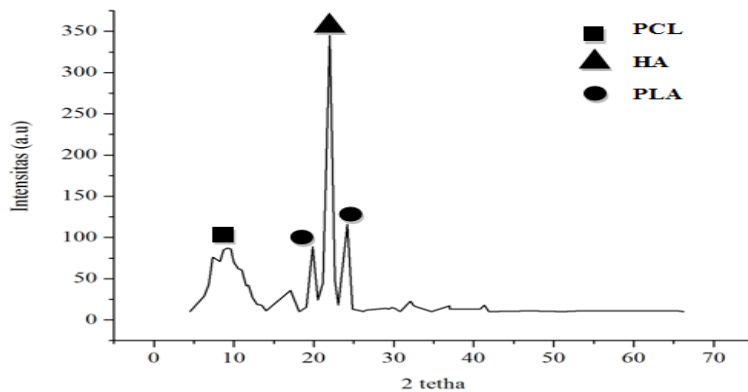
Gambar 4.1. Hasil uji XRD pada material komposisi campuran 90:10

Hasil pengujian XRD dengan komposisi 85:15 memperlihatkan bertambahnya kandungan HAb sebesar 15% meningkatkan ketinggian peak intensitas dan pola puncak yang sempit. Hasil uji XRD dengan komposisi campuran 85:15 diperlihatkan pada **Gambar 4.2**, Senyawa yang terdeteksi adalah material PCL, PLA dan HAb. Ketinggian puncak intensitas material PCL mengalami kenaikan, yaitu pada 2 theta $24,1333^\circ$ pada peak 198, material HAb pada 2 theta $21,8687^\circ$ dengan peak 562, dan untuk material PLA pada 2 theta $19,7685^\circ$ dengan peak 140. Pola puncak menyempit dengan FWHM pada $0,47130^\circ$, $0,46670^\circ$ dan pada $0,51300^\circ$.



Gambar 4.2. Hasil uji XRD pada material komposisi campuran 85:15

Hasil pengujian XRD dengan komposisi 80:20 memperlihatkan semakin bertambahnya kandungan material HAb untuk puncak intensitas semakin tinggi dan pola puncak yang semakin sempit, bagaimana dibuktikan pada komposisi campuran 90:10 dengan hasil diperlihatkan pada **Gambar 4.3.**, Material Hab mengalami kenaikan, yaitu pada 2 theta $21,9600^\circ$ pada peak 345, material PCL pada 2 theta $24,2158^\circ$ dengan peak sebesar 116, dan untuk material PLA pada 2 theta $19,8566^\circ$ dengan peak 89. Pola puncak menyempit dengan FWHM pada $0,43200^\circ$, $0,48170^\circ$ dan $0,48670^\circ$.



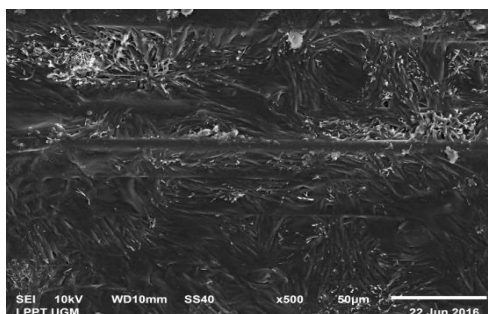
Gambar 4.3. Hasil uji XRD pada material komposisi campuran 80:20

Bertambahnya kandungan HAb untuk intensitas semakin tinggi dan pola puncak semakin sempit. Untuk tinggi nilai intensitas maka nilai *Full Width Half Maximum* (FWHM) semakin kecil (Ashari B.Prasada, 2008). FWHM pada pola puncak difraksi

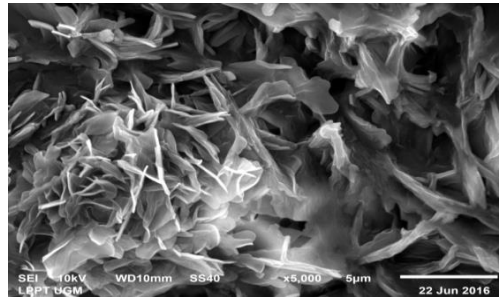
memiliki hubungan yang berbanding berbalik dengan besaran kristal, semakin lebar pada pola maka semakin besar ukuran kristal yang didapat (Witjaksono,A, 2011). Intensitas paling tinggi menandakan sampel berbentuk kristal dengan tingkat kristalinitas yang tinggi atau kristal yang sempurna (Nasution,D.,2006). Namun demikian menurunnya kandungan HAb menyebabkan penurunan intensitas atau penurunan kristalinitas. Semakin kecil kandungan HAb, maka yang terbentuk pada sampel adalah semi kristal. Bentuk semi kristal termasuk zat yang lebih stabil dan waktu degradasi lama (Basavoju,S.,D.Bostrom,and S.P.Velaga, 2008).

4.3 Hasil Uji *Scanning Electron Microscope* (SEM)

Hasil pengujian *Scanning Electron Microscope* (SEM) untuk mendapatkan morfologi, model struktural, interface antar muka dan ukuran butir material komposisi campuran filamen biodegradasi printer 3D. Bentuk spesimen uji SEM dalam bentuk filamen dengan diameter 1,75 mm dan panjang 5 cm. Uji SEM dilakukan pada 3 (tiga) spesimen dengan campuran komposisi campuran 60:40/80:20, 60:40/85:15 dan 60:40/90:10. Komposisi campuran polimer sintesis dan HAb 60:40/90:10 memperlihatkan material HAb sangat sedikit dibandingkan polimer sintesis yang diperlihatkan pada **Gambar 4.4**, pembesaran 500x. Untuk ikatan antar muka pada pada butiran HAb dan polimer sintesis sangat baik. Ikatan antar muka HAb dan polimer sintesis diperlihatkan pada **Gambar 4.5**, pembesaran 5000x. HAb berwarna putih dan berbentuk butiran dan polimer sintesis berwarna agak gelap dengan permukaan rata.

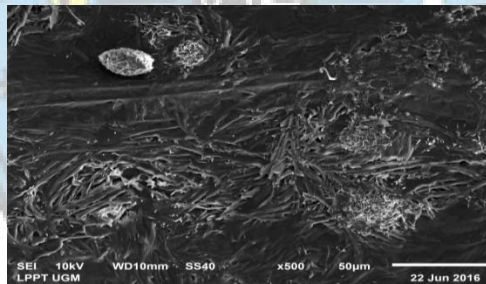


Gambar 4.4. Hasil uji SEM spesimen 90:10 dengan pembesaran 500x

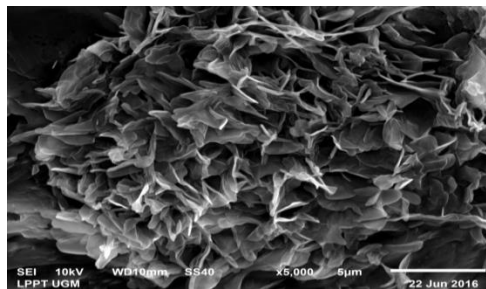


Gambar 4.5. Hasil uji SEM spesimen 90:10 dengan pembesaran 5000x

Meningkatnya kandungan HAb pada komposisi material biodegradasi printer 3D sebesar 5% dari komposisi semula 10%, mempengaruhi perubahan morfologi, ukuran butir, ikatan antar muka. Nampak HAb berbentuk gumpalan atau aglomerat berwarna putih ditunjukkan pada uji SEM pada spesimen 85:15 pada **Gambar 4.6**. Material HAb secara visual untuk komposisi campuran bertambah dan ikatan antar muka polimer sintesis dan HAb kurang kuat karena ada celah diinterface yang ditunjukkan pada **Gambar 4.7**, dibawah ini :

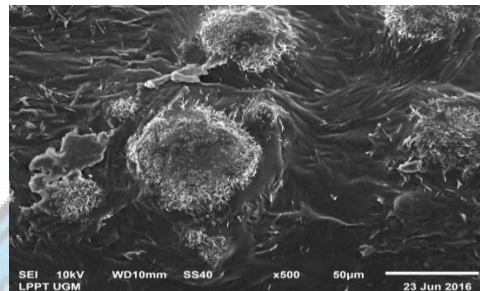


Gambar 4.6. Hasil uji SEM spesimen 85:15 dengan pembesaran 500x

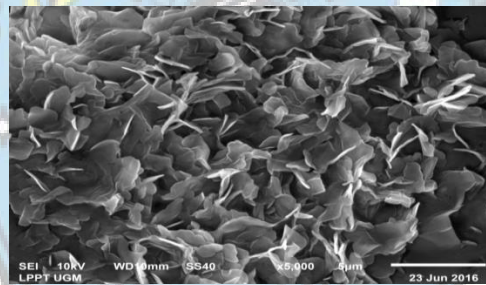


Gambar 4.7. Hasil uji SEM spesimen 85:15 dengan pembesaran 5000x

Bertambahnya komposisi campuran material HAb pada material filamen spesimen 80:20, Nampak terlihat material HAb bertambah, ukuran butir semakin besar, dan menggumpal. Hasil uji SEM spesimen diperlihatkan pada **Gambar 4.8**, dengan pembesaran 500x, Ikatan antar muka polimer sintetis sangat lemah dibandingkan spesimen 85:15. Polimer sintesis tidak mampu menyelimuti HAb secara sempurna dan hanya sebagian kecil yang menempel, seperti ditunjukkan pada **gambar 4.9**.



Gambar 4.8. Hasil uji SEM spesimen 80:20 dengan pembesaran 500x



Gambar 4.9. Hasil uji SEM spesimen 80:20 dengan pembesaran 5000x

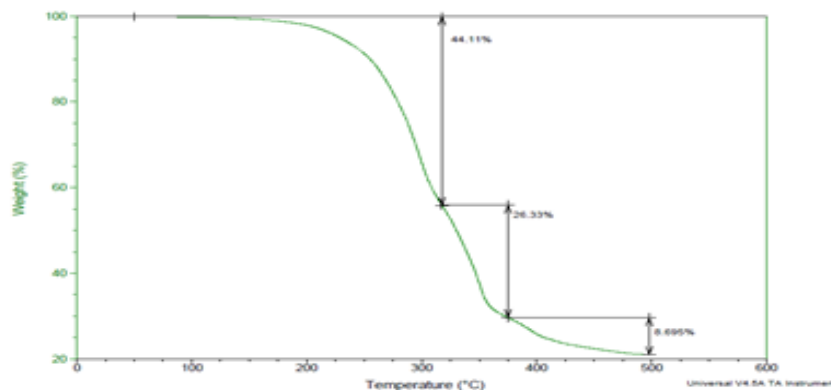
Fenomena terbentuknya aglomerat pada butiran HAb menunjukkan material polimer sintesis tidak dapat menyelimuti butiran HAb secara sempurna, dikarenakan kurangnya material coupling agent (vinyl silane). Jumlah coupling agent yang digunakan hanya 2 gram pada berbagai komposisi campuran dalam berat 10 gram (*Power Chemical Corporation Limited.,2009*). Coupling agent vinyl silane memperkuat ikatan antara filler HAb dan matrik polimer bereaksi secara kimia dengan keduanya. Fungsinya untuk memperbaiki sifat fisik dan mekanis dari polimer, juga mencegah cairan dari penetrasi kedalam filler polimer (*Dalvag et al.,1985*).

Perbedaan kandungan komposisi campuran juga berpengaruh terhadap hasil morfologi permukaan material. Kandungan prosentase komposisi campuran polimer sintetis lebih tinggi, maka surface atau permukaan akan lebih halus karena aglomerat berkurang (Hendra Suprayogi, 2007). Sebaliknya kandungan prosentase HAb lebih besar, permukaan material lebih kasar dan ikatan antar muka lemah, karena dipengaruhi jumlah coupling agent vinyl silane sedikit dan tidak mampu menyelubungi butiran HAb (Advanced Polimer, Inc, 2014)'

4.4 Hasil Uji *Thermo Gravimetric Analysis* (TGA)

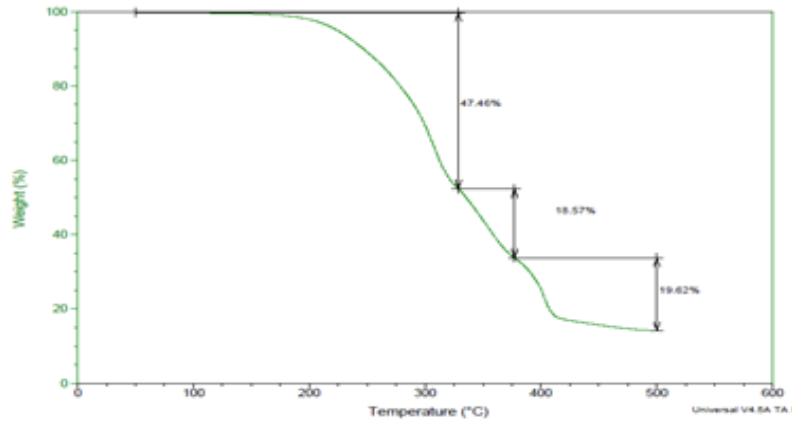
Hasil dari pengujian TGA untuk mendapatkan pengurangan massa terhadap suhu dan waktu. Suhu atau temperatur semi cair dari filament biodegradasi didapatkan dari hasil pengujian TGA. Temperatur semi cair yang didapat untuk mengatur temperatur pada mesin printer 3D. Printer 3D bekerja mengeluarkan cairan semi cair atau aliran thermoplastic untuk membentuk scaffolds (C lam xu f., 2003).

Pengujian TGA dilakukan pada 3 (tiga) spesimen dengan berat sampel 13,9210 mg dan mode TGA 1000°C pada komposisi campuran 90:10, 85:15 dan 80:20. Komposisi campuran 90:10 yang ditunjukkan pada **Gambar 4.10**. Diagram grafik menunjukkan pengurangan massa sebanyak 3 tingkatan. Tingkatan pertama pengurangan massa pada temperatur 305°C sebesar 44,11% atau 7,7804 mg. Tingkatan kedua pada temperatur 381°C terjadi pengurangan massa 26,33% atau sebesar 5,7319 mg, dan pada tingkatan ketiga temperatur 500°C terjadi pengurangan massa 8,695% sebesar 5,2336 mg.



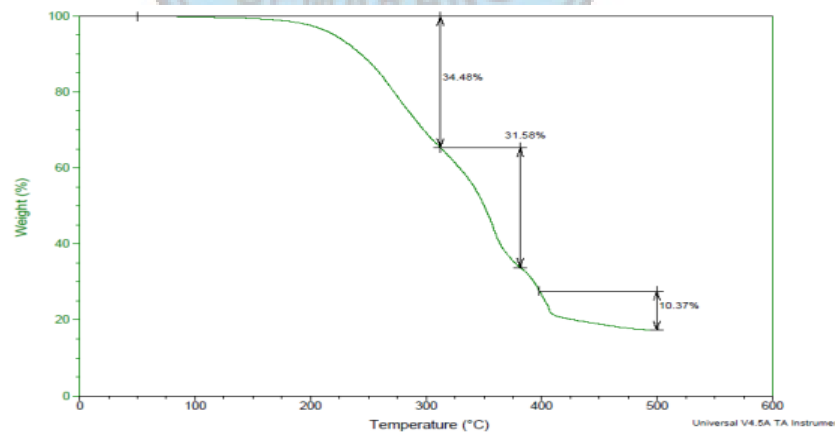
Gambar 4.10. Hasil uji TGA spesimen komposisi campuran 90:10

Komposisi campuran 85:15 dengan kandungan HAb sebesar 15% menunjukkan waktu peleburan semakin lama dan pengurangan massa kecil, sebagaimana ditunjukkan pada **Gambar 4.11**. Tingkatan pertama pengurangan massa pada temperatur 309°C sebesar 47,46%, tingkatan kedua penurunan massa pada temperatur 384°C sebesar 18,57% dan pada tingkatan ketiga penurunan massa pada temperatur 500°C sebesar 19,62%.



Gambar 4.11. Hasil uji TGA spesimen komposisi campuran 85:15

Bertambahnya komposisi campuran material HAb untuk waktu peleburan dan temperatur lebur semakin tinggi, sedangkan pengurangan massa kecil. Hal ini terjadi pada komposisi campuran 80:20 dengan hasil uji TGA ditampilkan pada **Gambar 4.12**, dibawah ini :



Gambar 4.12. Hasil uji TGA spesimen komposisi campuran 80:20

Tingkatan pertama pengurangan massa pada temperatur 314°C sebesar 34,48%, tingkatan kedua pada temperatur 388°C sebesar 31,58% , pada tingkatan ketiga dengan temperatur 500°C pengurangan massa sebesar 10,37%. Perbedaan temperature titik lebur dan pengurangan massa pada spesimen filamen biodegradasi printer 3D disebabkan kandungan komposisi HAb. Lebih banyak kandungan HAb maka penurunan massa semakin sedikit dan temperatur semakin tinggi. Ini disebabkan pada HA bovine memiliki titik lebur yang tinggi sebesar 954°C (1227°K) (Sontang.,2000). Penurunan massa lainnya disebabkan hubungan dehidrasi spesimen dan hilangnya kelembaban awal mengakibatkan penurunan massa (Tamas David Szucs.,2008). Hasil uji TGA mencari beberapa temperatur semi cair spesimen uji untuk disamakan temperatur liquefier printer 3D pada waktu proses. Printer 3D mampu disetting pada temperatur 150-350°C (www.PP3DP.com).





<http://lib.unimus.ac.id>

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Dari pembahasan diatas, dapat diambil kesimpulan sebagai berikut :

1. Komposisi campuran filamen biodegradasi printer 3D yang terbaik pada komposisi 90:10, untuk interface baik, butiran kecil, temperatur rendah, dan ikatan antar muka lebih kuat.
2. Komposisi campuran 90:10 memiliki temperature semi cair 305°C dan puncak intensitas rendah dan pola puncak lebar yang menandakan material mudah terdegradasi.

5.2 Saran

1. Pemakaian kompatibiliser vinyl silane diperbanyak dari jumlah sebelumnya, untuk memperbaiki sifat fisik dan mekanis pada filamen dengan komposisi campuran 80:20 dan 85:15.
2. Penambahan vinyl silane pada filamen komposisi 80:20 dan 85:15 dan penambahan waktu pencampuran ditambah dengan memperhatikan pengaturan suhu pemanasan .

DAFTAR PUSTAKA

- Albayrak O, El-Atwani O, Altintas S., 2008., Hydroxyapatite Coating on Titanium Substrate.: Surf Coatings Technol 202: 2482-2487.
- Albertsson, A.C., 2002., Degradable Aliphatic Polyesters., Vol. 157., Springer, hal 179.
- Agrawal CM, Ray RB., 2001., Biodegradable polymeric scaffolds for musculoskeletal tissue engineering. J. Biomed. Mater. Res. 55:141-150.
- ASM International., 1992., Materials Characterization., Volume 10 of the 9th Edition Metals Handbook., hal.888-8889.
- American Society for Testing and Materials E-290 Vol.2, ,2002.,. Hal.187-196.
- ASM International., 2004., Metallography and Microstructures., Volume 9 of the ASM Handbook., ASM Handbook Committee.
- Andri Hardianto, 2013, Bedah Rekonstruksi dengan Teknik Mikrovaskuler.
- Anusavice, K.J., 2003., Phillips Science of Dental Materials, 8th ed., Saunders. St. Louis, Missouri, USA.
- Barbara M.Byrne, 2010., Structural Equation Modeling with AMOS.
- Barsoum, M. W., 1997., Fundamental of Ceramics, McGraw-Hill Book company., Ink, New York.80, 513.
- B.D. Cullity., 1987., Elements of X-Ray Diffraction., Publisher: Addison-Wesley., ISBN 10: 0201011743 / 0-201-01174-3.
- Burden Cancer, Globocon,2012.,Cancer Incidence And Mortality Worldwide : “Sources, Methods and Major Patterns”
- Chua, C.K., Leong, K.F., Lim, C.S., 2003., Rapid Prototyping Principles and Applications, 2nd ed, p.13, Singapore, WS Publishing Co.Pte.Ltd.
- Chin-San Wu., 2003., Physical properties and biodegradability of maleated-polycaprolactone/starch composite., Polymer Degradation. 80-127–134.
- C.Pearce, Evelyn, 2002., Anatomi Fisiologi untuk Paramedis, Gramedia, Jakarta.
- Cristopher Lam Xu Fu., 2003., Development and degradation studies of bioactive polycaprolactone scaffolds for bone tissue engineering., Division of bioengineering national University of Singapore.
- Doherty, Gerard M., 2006., Current Surgical Diagnosis dan Treatment 12th chapter 42 page 1201-1205., Mc. Graw Hill.
- Dalväg, H., C. Klason, and H. –E. Strömvall. 1985. The efficiency of cellulosic fillers in common thermoplastics. Part II. Filling with processing aids and coupling agents. Intern. J. Polymeric Mater. 11: 9-38.

- Eldo sularto marbun., 2012., sintesis bioplastik dari pati ubi jalar menggunakan penguat logam ZnO dan penguat alami selulosa., FT UI Jakarta Indonesia.
- Ferry, et,al, 2010.,In The Taxonomy of Microorganism, The Methanomicrobiales are an order.
- Fonseca RJ., 2000., Masticatory myalgias. In Oral and Maxillofacial Surgery. Temporomandibular Disorders et al.: Philadelphia: WB Saunders.38–45.
- Furman Robert, 2006., Comparison of decalcified freeze-dried bone allograft and porous particulate hydroxyapatite in human periodontal osseous defects.
- Holy, C.E., Fialkov, J.A., Davies, J.E., Shoichet, M.S., 2003., Use of a biomimetic strategy to engineer bone. Journal of Biomedical Materials Research A, Vol.65,pp. 447-53.
- Hutmacher DW, Zein I,Tan KC, Teoh SH., 2000., Fused deposition modeling of novel scaffolds architectures for tissue engineering applications. Biomaterials;23:1169–85
- Herliansyah, M.K., M, Hamdi., 2009., The influence of sintering temperature of the properties of compacted bovine hydroxyapatite., Material Science and Engineering: C, 29, 1674-1680.
- Ivankovich, 2010.,Research emphasis on osteonecrosis and hip replacement in medically comorbid populations.
- Iwan Zein, Dietmar W. Hutmacher, Kim Cheng Tan, Swee Hin Teoh., 2002., Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications., Biomaterials 23 (2002) 1169–1185., Elsevier
- Iwan Zein , Hutmacher DW, Tan KC, Teoh SH., 2001., Fused deposition modeling of novel scaffolds architectures for tissue engineering applications. Biomaterials;23:1169–85.
- Jesse Bernardo., 2011., Indirect tissue scaffolds fabrication via fused deposition modeling and biomimetic mineralization., Polytechnic, CGL2011-27343
- Kamrani AK, Nasr EA, 2005., Rapid prototyping theory and practice.
- Karageorgiou V, Kaplan D., 2005., Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis., Department of Chemical and Biological Engineering, Tufts University, 4 Colby Street, Medford, MA 02155, USA.
- Koesnandar, 2004.,”Pemanfaatan Onggok Singkong Sebagai Sumber Asam”.
- Linda Karlina, 2013.,My Post, Analisis Thermogravity (TGA).
- LJ. Suggs,1996.,”Vascular Tissue Engineering” in the Biomedical Engineering Handbook,4th ...Medicine and biology, Houston, TX.
- Maldas et,al and Kokta, 1989., A Review of Coupling Agents and Treatments.
- Meskinfam M, Sadjadi MA, et.al., 2011., Biocompatibility evaluation of nano hydroxyapatite-starch biocomposites. J Biomed Nanotechnol 7 (3): 455-9.

- Nagai, et al., 1984., Hydroxyapatite, ceramic material and process for preparing thereof.
- Nkenke, E., Hahn, M., Weinzeirt, K., Radespiel-Troger, M., 2003., A correlation study in human cadavers using stepped cylinder implant, clinical oral implant research, Vol.14, pp.601-609.
- Nazar Moesbar., 2011., Profil Tumor Tulang di RSUP Haji Adam Malik Medan., Majalah Kedokteran Nusantara Volume 39. No. 3
- Nanocomial surveillance system data rumah sakit Dr. Kariadi ., 2011.
- Papenburg BJ., 2009., Design strategies for tissue engineering scaffolds., University of Twente., ISBN 9490122394, 9789490122393., hlm 198.
- Power Chemical Corporation Limited., 2009., Silane Coupling Agents Guide., www.PCC.asia www.SiSiB.com.
- Power, J.M., dan Sakaguchi, R.L., 2006., Craig's restorative dental material., 12th ed. Mosby Elsevier, St. Louis, hal. 146-147.
- Pusat komunikasi kementerian kesehatan republik Indonesia., 2010).
- Reis RL., 1995., Characterization of two biodegradable polymer of potential application within the biomaterials field. J. Mater. Sci-Mater. M. 6: 786-792.
- Rasjad C., 2007., Pengantar ilmu bedah ortopedi., Jakarta., watampone., hal 275-315.
- González, R, García, Francisco J., 2006., Mandibular odontogenic myxoma., University Hospital La Princesa, Madrid, Spain., ISSN 1698-6946.
- Reed O. Dingman, Paul Natvig, 1964., Surgery of facial fractures.
- Rezwan K, Chen QZ, Blaker JJ, Boccaccini AR., 2006., Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic composite scaffolds for bone tissue engineering. Biomaterials 27:3413-3431
- Ruksudrajit, A., Pengpat, K., 2007, Curr Appl Phys. 8, hal. 270.
- Salter RB., 1984., Text Book of Disorders and Injuries of the Musculoskeletal System. 2nd Ed. Baltimore: William-Wilkins p.320 – 45.
- Singagerda, 2009., Penanganan data Thermogravimetri Analyzer.
- Smith.JE., Blackwell K., 2006., Mandibular Reconstruction, www.medicine.medscape.com/article.
- Srboljub Stošić, 2008., Mandibular reconstruction – state of the art and perspectives., Military Medical Academy, Clinic for Maxillofacial Surgery, Belgrade., UDC: 616.716.4–089.843–033.3., Volumen 65, Broj 5., 397-403.
- Sandia National Laboratories dan Carle Foundation Hospital., 2010., - Technology Ventures Corporation., New and Highlights press., 352
- Santoso, 2011., Structural Equation Modeling (SEM) : konsep dan aplikasi dengan AMOS 18, Elex Media Komputindo, Jakarta.

- Salgado, Ant3nio J., 2004., Bone Tissue Engineering: State of the Art and Future Trends., Braga, Portugal., DOI: 10.1002.
- Salvarani Carlo, Robert D Brown Jr, Gene G Hunder., 2006., Adult primary central nervous system vasculitis., Vol 380 August 25, www.thelancet.com.
- S. J. Kalitaa, S. Bose, 2003., "Development of controlled porosity polymer-ceramic composite scaffolds via fused deposition modeling." C 23 611– 620
- Sontang, 2000., Tesis, Preparasi Hidroksiapatit dari tulang sapi dengan metode kombinasi ultrasonic dan spray drying.
- Suyadi A. keganasan tulang.,2009., Yogyakarta., Bagian Bedah FK UII., hal. 1-11.
- Srboljub Stošić, 2008., Mandibular reconstruction., Belgrade., UDC: 616.716.4–089.843–033.3., Volumen 65, Broj 5., 397-403.
- Suprayogi Hendra, 2007., Pencirian poliblend Poliasamglikolat dengan Polikaprolakton.
- Tamas David Szucs, 2008., Productions of Hard Tissue Scaffolds Using Three Dimentional Printing Methode.
- Thielemans, 2009., "Synthesis of polycaprolactone : a review".
- Tontowi, A.E., 2012., Pembuatan prototype mandibula menggunakan plastic ABS berdasarkan data image CT-Scan., IV.Vol. 01 No. 01. ISSN : 2302-4542.
- Thomas, G., 1979., Transmission Electron Microscopy of Metals., ISBN-10: 0471122440 | ISBN-13
- Umeki A Nishimura ., 2012 ., Alteration of LV end-diastolic volume by controlling the power of the continuous-flow LVAD., 15 (2): 128-33
- Viantikasari, 2013., Kinetika korosi dalam oksidasi suhu tinggi.
- Walter & Burke, 1998., A posteriori design of crystal contacts to improve the X-ray diffraction.
- Yutaka Tokiwa, Buanaventurada P.Calabia, Charles U.Ugwu and Seiichi Aiba,2009., Biodegradibility of plastics.

www.pp3dp.com., Copyright © 2012 PP3DP. All Rights Reserved All Rights Reserved. Designed by PP3DP.com POWERED_BY Joomla!.

<http://kampusfarmasi.blogspot.co.id/>., Tumor mandibula. Diakses 27-06-2016.

Materialcerdas.wordpress.com.,Pengoperasian mesin TGA. Diakses 27-06-2016

www.polysciences.com., 2013.,Monomers & Polymers. Diakses 01-07-2016.

www.radiopaedia.org., 2013Radiology Cases | System: Central Nervous System.

www.intechopen.com, 2009., Struktur unit sel Kristal HA. Diakses 27-07-2016.

www.energyefficiencyasia.org ©UNEP 2006. Diakses 05-08-2016.

STUDI PEMBUATAN FILAMEN KOMPOSIT PRINT 3D DARI HIDROKSIAPATIT DAN POLIMER SINTETIS UNTUK PEMBUATAN IMPLAN SCAFFOLDS MANDIBULA

Aryo Tri Wibowo

C2A214001

Teknik Mesin Universitas Muhammadiyah Semarang

Email : aryowibowo1972@gmail.com

Abstrak

Penyebab kematian di dunia salah satunya penyakit kanker dan menyumbang sekitar 0.2% dari jumlah kasus kanker. Setiap tahun tidak kurang dari 240.000 kasus kanker tulang terjadi di Indonesia, terdiri dari tumor jinak dan tumor ganas. Tercatat 455 kasus tumor tulang yang terdiri dari 327 kasus tumor tulang ganas (72%) dan 128 kasus tumor tulang jinak (28%) dalam kurun waktu 10 tahun (1995-2004) di RSCS DR. Cipto Mangunkusumo Jakarta. Tumor mandibula berpotensi menimbulkan gangguan penyembuhan tulang mandibula. Adapun prosedur reseksi tumor mandibula menimbulkan defek mulai dari celah pada tulang alveolus sampai dengan diskontinuitas tulang mandibula. Rekonstruksi mandibular bertujuan untuk pembentukan kontinuitas mandibula salah satunya menggunakan media scaffolds. Penelitian ini bertujuan untuk menentukan komposisi yang optimal, temperatur semi cair yang rendah dan waktu degradasi lebih cepat. Metode penelitian dengan variabel komposisi campuran 90:10, 85:15, dan 80:20. Spesimen diuji XRD, SEM, dan TGA. Hasil uji untuk komposisi campuran terbaik pada komposisi 90:10, untuk interface baik, butiran kecil, temperatur rendah, ikatan antar muka lebih kuat, dan material mudah terdegradasi.

Kata kunci : *filamen, hydroxyapatite, scaffolds, tumor, lebur.*

I. PENDAHULUAN

Penyakit tulang diakibatkan kanker menurut WHO tahun 2008 mencapai 12 juta kasus kanker baru, 7 juta orang meninggal dan 5 juta orang hidup dengan kanker. Tumor tulang bagian dari kanker, kasusnya kurang dari 1% dari semua jenis kanker (salter RB., 1984). Lokasi tumor paling banyak ditibia 41%, tulang femur 33%, tulang maxillofacial dan mandibular 3%, tulang radius 2% dan tulang fibula 2% (*Nacomical survellience system data.*, 2011). Tumor mandibula berpotensi menimbulkan gangguan pengunyahan, saluran napas, penelanan dan berbicara (Fonseca RJ., 2000). Pengangkatan tumor mandibula sering menimbulkan cacat, mulai dari celah pada tulang alveolus sampai diskontinuitas tulang mandibula (Smith., 2006). Maka perlu rekonstruksi mandibula untuk pembentukan kontinuitas mandibula (Stošić S., 2008). Rumah Sakit telah mengembangkan pendekatan alternatif dengan meniadakan operasi panen tulang (*autografting*), yaitu dengan scaffolds (*Sandia National Laboratories dan Carle Foundation Hospital.*, 2010).

Teknik pembuatan scaffolds harus presisi, porositas, berpori-pori dan interkoneksi antar pori-pori. Proses ini, perlu parameter pengolahan dan kondisi terkontrol (Salgado., 2004). Scaffolds bisa diproduksi menggunakan teknik konvensional atau canggih (Holy et al., 2003). Keterbatasan teknik konvensional yaitu dalam mengontrol ukuran pori-pori, geometri pori-pori, interkoneksi pori-pori, dan konstruksi saluran internal scaffolds (Chua CK., 2003). Teknik canggih menjadi alternatif dalam pengontrolan arsitektur scaffolds diantaranya *fused deposition modeling* (FDM), (K. F. Leong et.al., 2003) FDM memiliki kelayakan untuk membuat scaffolds secara langsung dan teknik presisi tinggi (Iwan Zein., 2002). Scaffolds adalah implant tiga dimensi (3D) yang biokompatibel, biodegradable dan osteokonduksi (Papenburg BJ., 2009). Material scaffolds didapat dari polimer, keramik dan komposit. Pemilihan material menentukan karakteristik, sifat mekanik, degradasi dan fungsi biologis (Salvalani., 2006). Proses FDM tidak memerlukan pelarut dan mudah pengolahan materialnya (Iwan Zein., 2001). Hutmacher, (2000) telah membuat scaffolds dengan proses FDM dari komposit PCL-HA (Hidroksiapatit) dengan pola 0°/60°/120°, interkoneksi pori-pori 100% dan modulus keseimbangan 0,16-4,33 MPa.

<http://lib.unimus.ac.id>

[Type text]

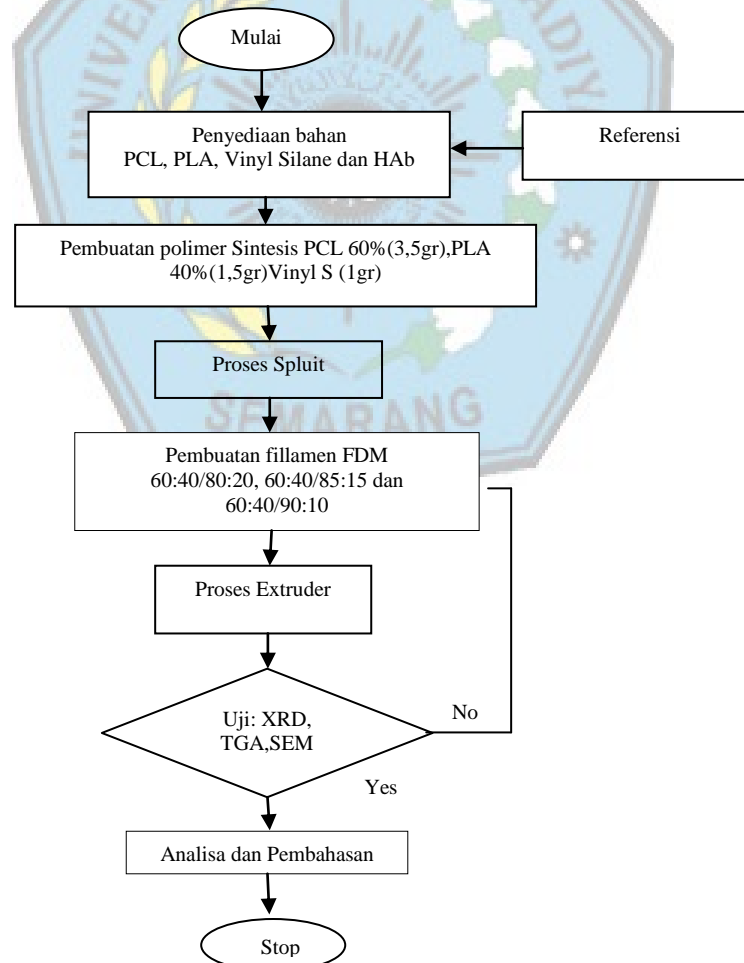
Proses FDM juga dibuat dari komposit PCL-TCP (*Tricalciumphosphat*). Menghasilkan sifat sesuai aliran thermoplastik proses FDM. Tetapi prosentasi kandungan TCP terlalu tinggi akan menjadikan rapuh (C lam xu f., 2003). Meskinfam (2011) menggunakan hidroksiapatit (HA bovine) dan pati ketela (*starch*) untuk pembuatan scaffolds dengan metode FDM, tetapi kekuatan mekanis rendah dan temperatur lebur tinggi. Liquefier FDM mampu memanaskan pada suhu 150-350°C, sehingga titik lebur polimer harus menyesuaikan (www.pp3dp.com). Pencampuran PCL,PLA 80% dan HAb 20% akan meningkatkan kekuatan mekanis dan menurunkan temperatur lebur (Chin-San Wu., 2002). Harga PCL per gram mencapai \$ 657, bila dicampur 20% PLA akan mengurangi \$ 131,4 (www.polysciences.com). Memahami latar belakang diatas, riset difokuskan pada pengembangan filamen biodegradasi printer 3D metode FDM untuk prototipe scaffolds presisi tinggi dari visual data image CT-Scan penderita. Material yang dipakai HA bovine dan PLA dari pati ketela. Diharapkan harga scaffolds lebih murah dan mengurangi ketergantungan material import.

Tujuan Penelitian

1. Menentukan komposisi yang optimal antara PCL + PLA pati ketela + Hab pada filamen biodegradasi printer 3D.
2. Mencari komposisi spesimen filamen biodegradasi yang memiliki temperatur semi cair rendah dan waktu degradasi cepat.

2. METODOLOGI PENELITIAN

Awal penelitian mulai dari persiapan material dan alat. Untuk memudahkan pembuatan spesimen uji perlu dibuat alur penelitian (*flow chart*) yang ditunjukkan pada **Gambar 1**.



Gambar 1. Diagram alur penelitian

<http://lib.unimus.ac.id>

[Type text]

Langkah pertama penimbangan material sesuai prosentase. Hidroksiapatite bovine (Hab), pellet Poly(ϵ -caprolactone) (PCL), *coupling agent vinyl silane* dan *Poly lactic acid* (PLA). Langkah kedua pencampuran PCL dan PLA dengan perbandingan 60:40 untuk berat total 5 gr dan 1 gram *vinyl silane*. Masukkan PLA, PCL dan *Vinyl silane* ke cawan keramik dan aduk dengan spatula. Temperatur pada material 70°C, kecepatan 50 rpm selama 8 menit. Masukkan adonan kedalam alat suntik (sprit) untuk dibentuk filamen, sesudah kering dipotong-potong berbentuk pellet, material diberi nama polimer sintesis. Filamen biodegradasi dibuat dari polimer sintesis dan Hab dengan komposisi perbandingan 90:10, 85:15, dan 80:20. Berat total material 10 gr dan 2 gr *vinyl silane*. Temperatur material 140°C, kecepatan 60 rpm selama 5 menit sampai terbentuk pasta. Selanjutnya dimasukkan ke sprit lagi untuk diekstrusi manual.

Hasil sprit berbentuk filamen dan didinginkan sampai padat. Filamen dipotong-potong menjadi pellet. Material pellet ini digunakan untuk pembuatan filamen biodegradasi printer 3D. Untuk pembuatan filamen yang panjang menggunakan mesin *screw extruder* dengan tekanan 100 N dengan kecepatan 4 mm/min, yang diperlihatkan pada **Gambar 2**. Filamen dijadikan spesimen uji dengan pengujian XRD, TGA, dan SEM.

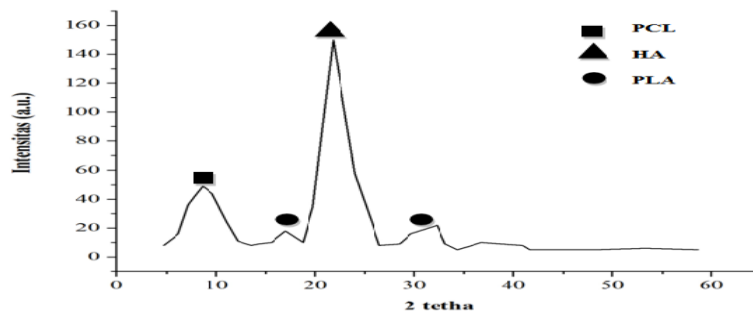


Gambar 2. Proses pembuatan filamen biodegradasi printer 3D

3. HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

3.1 Hasil Uji *X-Ray Diffractometer* (XRD)

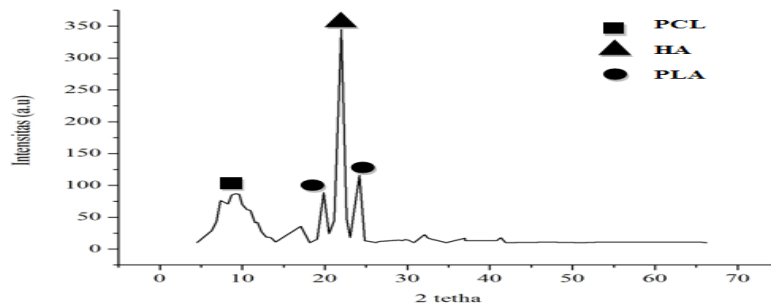
Hasil pengujian XRD untuk melihat struktur kristal dan unsur filamen biodegradasi printer 3D. Uji spesimen XRD berbentuk serbuk dengan sudut tembak 90°C. Pengujian dilakukan pada 3 (tiga) spesimen untuk komposisi campuran polimer sintesis dan Hab. Perbandingan komposisi campuran 90:10, 85:15, dan 80:20. Hasil uji XRD perbandingan komposisi 80:20 pada **Gambar 3** memperlihatkan puncak-puncak atau peak intensitas sangat rendah yang dimiliki beberapa unsur. Untuk senyawa PCL memiliki puncak intensitas rendah dan pola puncak yang lebar. Ketinggian puncak intensitas material PCL pada 2 theta 8,7350° dan peak 52, material HA pada 2 theta 24,0283° dan peak 150, dan material PLA dari peti ketela pada 2 theta 18,024° dan peak 16. Untuk pola puncak atau *Full Width Half Maximum* (FWHM) semakin lebar pada material PCL dan Hab yaitu 0,95800° dan 0,84330°.



Gambar 3. Hasil uji XRD pada material komposisi campuran 80:20
<http://lib.unimus.ac.id>

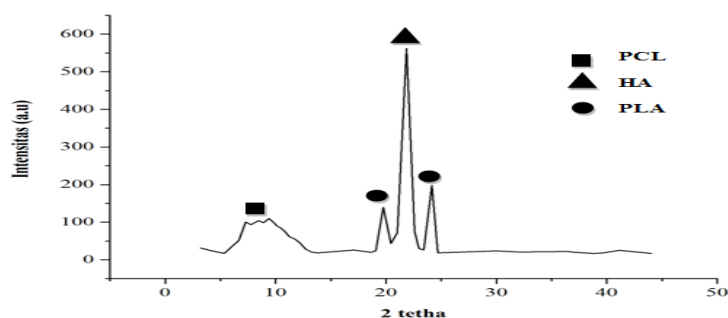
[Type text]

Bertambahnya kandungan komposisi campuran Hab sebesar 15% meningkatkan ketinggian peak intensitas dan pola puncak yang sempit. Hasil uji XRD komposisi campuran 85:15 diperlihatkan pada **Gambar 4**. Senyawa yang terdeteksi material PCL, PLA, dan Hab. Ketinggian puncak intensitas material PCL mengalami kenaikan, yaitu pada 2 theta $9,8687^\circ$ pada peak 119, material Hab pada 2 theta $24,1333^\circ$ pada peak 558, dan material PLA pada 2 theta $19,7685^\circ$ pada peak 140. Pola puncak menyempit dengan FWHM pada $0,47130^\circ$, $0,46670^\circ$, dan $0,51300^\circ$.



Gambar 4. Hasil uji XRD pada material komposisi campuran 85:15

Semakin bertambahnya kandungan material Hab untuk puncak intensitas semakin tinggi, dan pola puncak semakin sempit, bagaimana dibuktikan pada komposisi campuran 80:20 dengan hasil diperlihatkan pada **Gambar 5**. Material PCL mengalami kenaikan, yaitu pada 2 theta $9,9010^\circ$ pada peak 80, material Hab pada 2 theta $24,2158^\circ$ pada peak 345, dan material PLA pada 2 theta $19,8566^\circ$ pada peak 88. Pola puncak menyempit dengan FWHM pada $0,43200^\circ$, $0,48170^\circ$, dan $0,48670^\circ$. Bertambahnya kandungan Hab untuk intensitas semakin tinggi dan pola puncak semakin sempit. Untuk tinggi nilai intensitas maka nilai *Full Width Half Maximum* (FWHM) semakin kecil, (Ashari B. Prasada., 2008). FWHM pada pola puncak difraksi memiliki hubungan yang berbanding berbalik dengan besaran kristal, semakin lebar pada pola maka semakin besar ukuran kristal yang didapat (Witjaksono. A., 2011). Intensitas paling tinggi menandakan sampel berbentuk kristal dengan tingkat kristalinitas yang tinggi atau kristal yang sempurna (Nasution, D., 2006). Namun demikian menurunnya kandungan Hab menyebabkan penurunan intensitas atau penurunan kristalinitas. Semakin kecil kandungan Hab, maka yang terbentuk pada sampel adalah semi kristal. Bentuk semi kristal termasuk zat yang lebih stabil dan waktu degradasi lama (Basavoju, S., D. Bostrom, and S. P. Velaga, 2008).



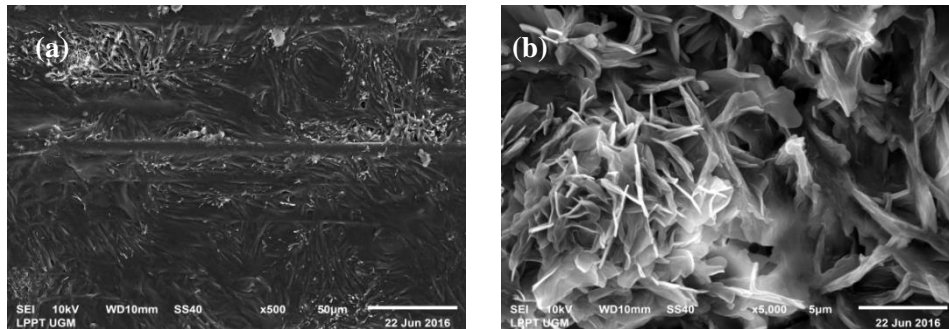
Gambar 5. Hasil uji XRD pada material komposisi campuran 80:20

3.2 Hasil Uji *Scanning Electron Microscope* (SEM)

Pengujian SEM untuk mendapatkan morfologi, model struktural, interface antar muka dan ukuran butir material komposisi campuran filamen biodegrasi printer 3D. Bentuk spesimen uji SEM dalam bentuk filamen dengan diameter 1,75 mm dan panjang 5 mm. Uji SEM dilakukan pada 3 (tiga) spesimen dengan komposisi campuran 90:10, 85:15, dan 80:20. Komposisi campuran polimer sintesis dan Hab 90:10 memperlihatkan material Hab sangat sedikit dibandingkan polimer sintesis yang diperlihatkan pada **Gambar 6.a** pembesaran 500x. Untuk ikatan antar muka pada butiran Hab dan polimer sintesis sangat baik. Ikatan antar muka <http://lib.unimus.ac.id>

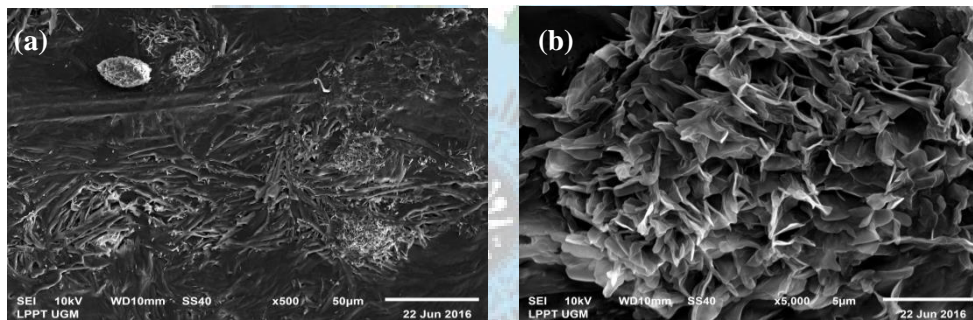
[Type text]

Hab dan polimer sintesis diperlihatkan pada **Gambar 6.b** pembesaran 5000x. Hab berwarna putih dan berbentuk butiran dan polimer sintesis berwarna agak gelap dan permukaan rata.



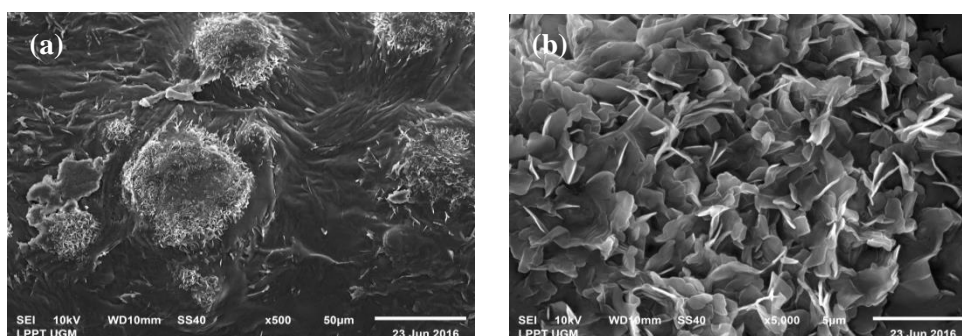
Gambar 6. Hasil uji SEM spesimen 90:10 a) Pembesaran 500x, b) 5000x

Meningkatnya kandungan HAB pada komposisi material filamen biodegradasi printer 3D sebesar 5% dari komposisi semula 10%, mempengaruhi perubahan morfologi, ukuran butir, ikatan antar muka. Nampak Hab berbentuk gumpalan atau aglomerat berwarna putih ditunjukkan hasil uji SEM spesimen 85:15 pada **Gambar 7a**. Material Hab secara visual untuk komposisi campuran bertambah dan ikatan antar muka polimer sintesis dan Hab kurang kuat karena ada celah diinterface yang ditunjukkan pada **Gambar 7b**.



Gambar 7. Hasil uji SEM spesimen 85:15 a) Pembesaran 500x, b) 5000x

Bertambahnya komposisi campuran material Hab pada material filamen spesimen 80:20, nampak terlihat material Hab bertambah, ukuran butir semakin besar, dan menggumpal. Hasil uji SEM spesimen diperlihatkan pada **Gambar 8a** dengan pembesaran x500. Ikatan antara muka polimer sintesis dan Hab sangat lemah dibandingkan 85:15. Polimer sintesis tidak mampu menyelimuti Hab secara sempurna dan hanya sebagian kecil yang menempel, bagaimana ditunjukkan pada **Gambar 8b**.



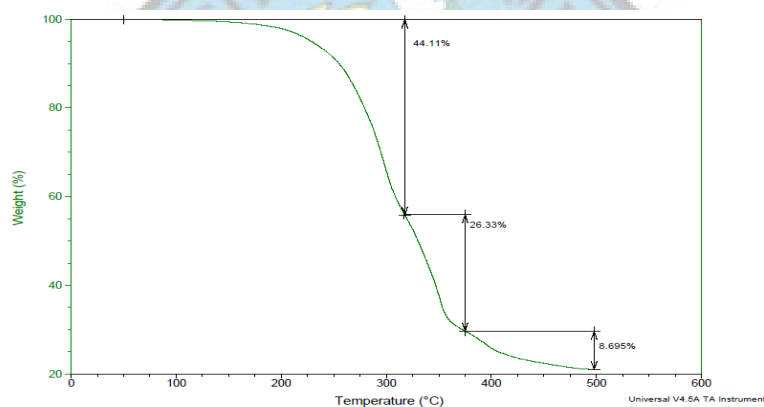
Gambar 8. Hasil uji SEM spesimen 80:20 a) Pembesaran 500x, b) 5000x

Fenomena terbentuknya aglomerat pada butiran Hab menunjukkan material polimer sintesis tidak dapat menyelimuti butiran Hab secara sempurna, dikarenakan kurangnya material *coupling agent vinyl silane*. Jumlah *coupling agent* yang digunakan hanya 2 gr pada berbagai

komposisi campuran (Power Chemical Corporation Limited., 2009). *Coupling agent vinyl silane* memperkuat ikatan antara filler Hab dan matrik polimer bereaksi secara khemis dengan keduanya. Fungsinya untuk memperbaiki sifat fisik dan mekanis dari polimer, juga mencegah cairan dari penetrasi kedalam filler-polimer (Dalvag et al., 1985). Perbedaan kandungan komposisi campuran juga berpengaruh terhadap hasil morfologi permukaan material. Kandungan prosentase komposisi campuran polimer sintesis lebih tinggi, maka *surface* atau permukaan akan lebih halus karena aglomerat berkurang (Hendra Suprayogi, 2007). Sebaliknya kandungan prosentase Hab lebih besar permukaan material lebih kasar dan ikatan antar muka lemah, ini dipengaruhi jumlah *coupling agent vinyl silane* sedikit tidak mampu menyelemuti butiran Hab (Advanced Polymer, Inc., 2014).

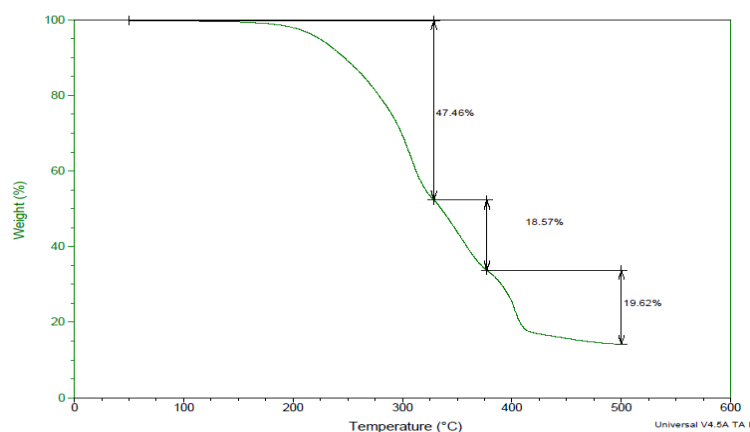
3.3 Hasil Uji *Thermo Gravimetric Analisis* (TGA)

Hasil uji TGA untuk mendapatkan pengurangan massa terhadap suhu dan waktu. Suhu atau temperatur semi cair dari filamen biodegrasi didapatkan dari hasil uji TGA. Temperatur semi cair yang didapat untuk mensetting temperatur pada mesin printer 3D. Printer 3D bekerja mengeluarkan cairan semi cair atau aliran thermoplastik untuk membentuk scaffolds (C lam xu f., 2003). Pengujian TGA dilakukan pada 3 (tiga) spesimen dengan berat sampel 13,9210 mg dan mode TGA 1000°C pada komposisi campuran 90:10, 85:15, dan 80:20. Komposisi campuran 90/10 yang ditunjukkan pada **Gambar 9**. Diagram grafik menunjukkan pengurangan massa sebanyak 3 step. Step pertama pengurangan massa pada temperatur 305°C sebesar 44,11% . Step kedua pada temperatur 381°C terjadi pengurangan massa 26.33% , dan step ketiga temperatur 500°C terjadi pengurangan massa 8.695% .



Gambar 9. Hasil uji TGA spesimen komposisi campuran 90:10

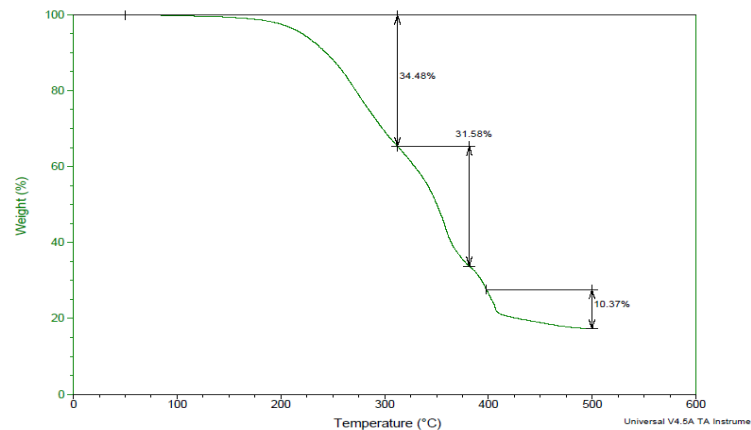
Komposisi campuran 85:15 dengan kandungan Hab 15% menunjukkan waktu peleburan semakin lama dan pengurangan massa kecil, bagaimana ditunjukkan pada **Gambar 10**. Step pertama pengurangan massa pada temperatur 309°C sebesar 47.46%, step kedua temperatur 384°C sebesar 18.57%, dan step ketiga temperatur 500°C pengurangan massa 19.62%.



Gambar 10. Hasil uji TGA spesimen komposisi campuran 85:15
<http://lib.unimus.ac.id>

[Type text]

Bertambahnya komposisi campuran material Hab untuk waktu peleburan dan temperatur lebur semakin tinggi, sedangkan pengurangan massa kecil. Ini terjadi pada komposisi campuran 80:20 dengan hasil uji TGA ditampilkan pada **Gambar 11**.



Gambar 11. Hasil uji TGA spesimen komposisi campuran 80:20

Step pertama pengurangan massa pada temperatur 314°C sebesar 34.48%, step kedua temperatur 388°C sebesar 31.58%, dan step ketiga temperatur 500°C pengurangan massa 10.37%. Perbedaan temperatur titik lebur dan pengurangan massa pada spesimen filamen biodegradasi printer 3D disebabkan kandungan komposisi Hab. Lebih banyak kandungan Hab maka penurunan massa semakin sedikit dan temperature semakin tinggi. Ini disebabkan pada HA bovine tulang sapi memiliki titik lebur tinggi sebesar 954°(1227°K) (Sontang., 2000). Penurunan massa lainnya disebabkan hubungan dehidrasi spesimen dan hilangnya kelembaban awal mengakibatkan penurunan massa (Tamas David Szucs., 2008). Hasil uji TGA mencari beberapa temperatur semi cair spesimen uji untuk disamakan temperatur liquefier printer 3D pada waktu proses. Printer 3D mampu disetting pada temperatur 150-350°C (www.PP3DP.com).

4. KESIMPULAN

1. Komposisi campuran filamen biodegradasi printer 3D yang terbaik pada komposisi 90:10, untuk interface baik, butiran kecil, temperatur rendah, dan ikatan antar muka lebih kuat.
2. Komposisi campuran 90:10 memiliki temperatur semi cair 305°C dan puncak intensitas rendah dan pola puncak lebar yang menandakan material mudah terdegradasi.

DAFTAR PUSTAKA

- Ashari, P.R. 2008. Peningkatan Kualitas Anthurium Hookeri Melalui Pemberian Unsur Boron (B). (Skripsi). Universitas Sebelas Maret. Surakarta. 45 Hlm
- Advanced Polymer, Inc., 2014., Silane Coupling Agents., 400 Paterson Plank Road Carlstadt, NJ 07072., Website: www.advpolymer.com.
- Basavoju, S., D. Bostrom, and S. P. Velaga, 2008, Indomethacin Saccharin Co Crystal: Design, Synthesis and Preliminary Pharmaceutical Characterization, Pharm. Res., 25, 530- 541.
- Chua, C.K., Leong, K.F., Lim, C.S., 2003., Rapid Prototyping Principles and Applications, 2nd ed, p.13, Singapore, WS Publishing Co.Pte.Ltd.
- Chin-San Wu., 2003., Physical properties and biodegradability of maleated-polycaprolactone/starch composite., Polymer Degradation. 80-127–134.
- Dalvåg, H., C. Klason, and H. –E. Strömvall. 1985. The efficiency of cellulosic fillers in common thermoplastics. Part II. Filling with processing aids and coupling agents. Intern. J. Polymeric Mater. 11: 9-38.
- Fonseca RJ., 2000., Masticatory myalgias. In Oral and Maxillofacial Surgery. Temporomandibular Disorders et al.: Philadelphia: WB Saunders. 38–45.
- <http://lib.unimus.ac.id>

[Type text]

- Hutmacher DW, Zein I., 2000., Fused deposition modeling of novel scaffolds architectures for tissue engineering applications. *Biomaterials* ;23:1169–85
- Iwan Zein, Dietmar W. Hutmacherb, Kim Cheng Tanc, Swee Hin Teoha., 2002., Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications., *Biomaterials* 23 (2002) 1169–1185., Elsevier
- Iwan Zein , Hutmacher DW, Tan KC, Teoh SH., 2001., Fused deposition modeling of novel scaffolds architectures for tissue engineering applications. *Biomaterials*;23:1169–85.
- K. F. Leong, C. M. Cheah, and C. K. Chua, 2003 "Solid freeform fabrication of three-dimensional scaffolds for engineering replacement tissues and organs," *Biomaterials*, vol. 24, pp. 2363-2378.
- Meskinfam M, Sadjadi MA, et.al., 2011., Biocompatibility evaluation of nano hydroxyapatite-starch biocomposites. *J Biomed Nanotechnol* 7 (3): 455-9.
- Nasution, D., 2006, Pembuatan Hydroxyapatite dari Calcite Gunung Kidul dan Karakterisasinya, Tesis S2, Jurusan Teknik Mesin FT UGM, Yogyakarta
- Nanocomial surveillance sytem data rumah sakit Dr. Kariadi ., 2011.
- Papenburg BJ., 2009., Design strategies for tissue engineering scaffolds., University of Twente., ISBN 9490122394, 9789490122393., hlm 198.
- Power Chemical Corporation Limited., 2009., Silane Coupling Agents Guide., www.PCC.asia www.SiSiB.com.
- Salter RB., 1984., Text Book of Disorders and Injuries of the Musculoskeletal System. 2nd Ed. Baltimore: William-Wilkins p.320 – 45.
- Smith. JE., Blackwell K., 2006., Mandibular Reconstruction, www.emedicine.medscape.com/article.
- Stošić S, 2008., Mandibular reconstruction – state of the art and perspectives., Military Medical Academy, Clinic for Maxillofacial Surgery, Belgrade., UDC: 616.716.4–089.843–033.3., Volumen 65, Broj 5., 397-403.
- Sandia National Laboratories dan Carle Foundation Hospital., 2010., - Technology Ventures Corporation., New and Highlihts press.,352
- Salgado., Antó nio J., 2004., Bone Tissue Engineering: State of the Art and Future Trends., Braga, Portugal., DOI: 10.1002.
- Sontang, 2000., Optimasi Hydroxyapatite dalam tulang sapi melalui prosese sintering, thesis, Universitas Indonesia (UI).
- Salvarani Carlo, Robert D Brown Jr, Gene G Hunder., 2006., Adult primary central nervous system vasculitis., Vol 380 August 25, www.thelancet.com.
- Tamás Dávid Szűcs., 2008., Production of Hard Tissue Scaffolds Using Three-Dimensional Printing Method., ID No.: 57100268., Dublin City University.
- Witjaksono A., 2011., Karakteristik Nanokristaline ZnO hasil presipitasi dengan perlakuan pengeringan anil dan pasca-hidrotermal”. Tesis Universitas Indonesia; Depok.
- www.pp3dp.com., Copyright © 2012 PP3DP. All Rights Reserved All Rights Reserved. Designed by PP3DP.com POWERED_BY Joomla!.
- www.polysciences.com., 2013., Monomers & Polymers. Diakses pada tanggal 6 mei 2013.