

KARAKTERISTIK FILAMEN BIODEGRADASI PRINT 3D UNTUK IMPLAN PLATE DAN SEKRUP TULANG FEMUR DENGAN METODE SCREW EXTRUSION DARI MATERIAL PCL, PLA PATI KETELA DAN HYDROXYAPATITE BOVINE

Solechan^{1*}, Samsudi Raharjo¹

¹Teknik Mesin-Fakultas Teknik- Universitas Muhammadiyah Semarang

Jl. Kasipah no.12 Semarang 50254

E-mail : solechan1981@gmail.com

Abstrak

Faktor penyebab tingginya patah tulang yaitu kecelakaan lalu lintas. Kecelakaan lalu lintas di Jawa Tengah menyumbang patah tulang atau fraktur 1.770 orang. Patah tulang yang sering terjadi pada bagian tulang femur atau paha. Pemulihan tulang femur retak atau fraktur menggunakan fiksasi internal plate dan sekrup. Implan plate dan sekrup dari logam memiliki kekurangan pada migrasi implan, ketidaknyamanan, nyeri, alergi, dan biaya yang besar. Belajar dari kekurangan tersebut, sekarang dikembangkan material polimer biodegradasi dengan kelebihan tanpa pengambilan pasca penyembuhan tulang, mengurangi biaya operasi, traumatik pasien, nyaman, dan tanpa nyeri, tetapi kekurangannya pada kekuatan mekanis rendah dan kurang presisi. Teknik canggih sekarang menggunakan mesin fused deposition modeling (FDM) print 3D memiliki kemampuan membuat implan secara langsung dan presisi tinggi. Filamen terbuat dari komposit polimer-keramik dengan kekuatan mekanis dan temperatur lebur tinggi. Tujuan penelitian pembuatan filamen print 3D dengan metode screw extrusion untuk mendapatkan komposisi campuran dan parameter pembuatan. Metode penelitian menggunakan metode screw extrusion untuk pembuatan filamen dan metode FDM dengan print 3D untuk mengeprint implan plate dan sekrup. Hasilnya komposisi campuran filament biodegradasi yang paling optimal pada spesimen kode F1 dengan presentase PCL 50%, PLA 30%, dan Hab 20%. Untuk kandungan Fosfor (P) 55.1% peak 64.02 dan Kalsium (Ca) 5.1%. Untuk Parameter pembuatan pada temperatur heater 160°C, tekanan 100 N dengan kecepatan 4 mm/min. Hasil filament lebih halus dan ikatan antara matrik dan filler lebih kuat.

Kata kunci: biodegradasi, filamen, implan, print, patah

1. PENDAHULUAN

Patah tulang cedera traumatis yang paling umum (Petteri V, 2009). Penyebab tingginya patah tulang disebabkan kecelakaan lalu lintas, olah raga, perkelahian, serangan binatang dan lain-lain (Joko Triyono, 2015). Kecelakaan lalu lintas menyumbang patah tulang paling tinggi. Provinsi Jawa Tengah, kasus kecelakaan lalu lintas menyumbang 20.829 dan mengalami fraktur tulang 1.770 orang (Dinkes Provinsi Jawa Tengah, 2007). Catatan medik Rumah Sakit Roemani Semarang, jumlah penderita fraktur selama 1 tahun, yaitu dari bulan Mei 2011 sampai April 2012 sebanyak 32 pasien patah tulang (Catatan medik RS Roemani Semarang). Patah tulang yang sering terjadi pada bagian tulang femur atau paha. Karena momen lentur maksimum pada titik-titik tengah atau titik kritis tulang femur (Gudarzi M, et al, 2013). Perangkat fiksasi internal plate dan sekrup banyak diterapkan pada pemulihan tulang femur retak atau patah (Boonthum Wongchai, 2012). Fungsi utama fiksasi internal untuk mempertahankan pengurangan fraktur selama penyembuhan tulang (Gaston M.S, Simpson A.H.R.W, 2007).

Fiksasi internal ini mensyaratkan memiliki kekuatan dan kekakuan yang baik untuk menstabilkan dan mendukung fraktur (Goodship A.E, et al, 1985). Material Plate dan sekrup harus biokompatibel dan rigid, seperti stainless steel, kobalt kromium, titanium dan material komposit (Ali M.S, 1990). Stainless steel, kobalt kromium, titanium untuk fiksasi internal memiliki kekuatan mekanis yang handal, tetapi memiliki kekurangan pada migrasi implan, ketidaknyamanan, kelenjar lymph, alergi, dan nyeri pada pasien (Böstman O, et al, 1996, Juutilainen T, et al, 1997) (Triyono Joko, 2015). Pasca proses penyembuhan tulang perlu dilakukan operasi pengambilan fiksasi implan logam, dan dibutuhkan dana besar (Juutilainen T, et al, 1997). Pada pasien mengalami trauma psikis untuk operasi lagi (Inion OY, 2013).

Belajar dari kekurangan fiksasi internal plate dan sekrup dari logam, sekarang dikembangkan material polimer biodegradasi (Rokkanen et al. 2000, Toro et al. 2005). Kelebihan fiksasi internal dari polimer biodegradasi yaitu tanpa pengambilan pasca penyembuhan tulang, mengurangi biaya operasi, traumatik pasien, nyaman, dan tanpa nyeri (Böstman OM, et al, 2004, Böstman OM, Pihlajamäki H, 2006). Tetapi memiliki kekurangan pada kekuatan mekanis rendah (Agrawal CM, et al, 1997, Adamczyk MJ, 2007). Bostman dan Pihlajamäki (2000), membuat implan plate dari polimer polylactide (PLA) 90:10 benang bedah menggunakan metode *squeeze casting*. Hasilnya untuk waktu degradasi dapat ditentukan, kekuatan tekan bertambah, dan fleksibel. Tetapi kekuatan mekanis masih dibawah kekuatan implan logam dan kurang presisi. Wu CH, et al (2003), membentuk implan plate dan sekrup dari polimer poly(L-lactide) (PLLA) dan Polyglycolic acid (PGA) metode *casting*. Polimer PGA untuk waktu degradasi lebih cepat dan kekuatan mekanis cepat menurun. PLLA untuk waktu degradasi lebih lama dan kekuatan mekanis stabil. Kekurangan metode ini untuk cetakan menyesuaikan ukuran tulang dan hasil kurang presisi. Petteri V (2009), melakukan pembuatan implan dari polimer PLDLA/TMC. Material ini memiliki kekuatan stabil dalam tubuh dalam waktu yang lama, tetapi kekuatan tekuk rendah.

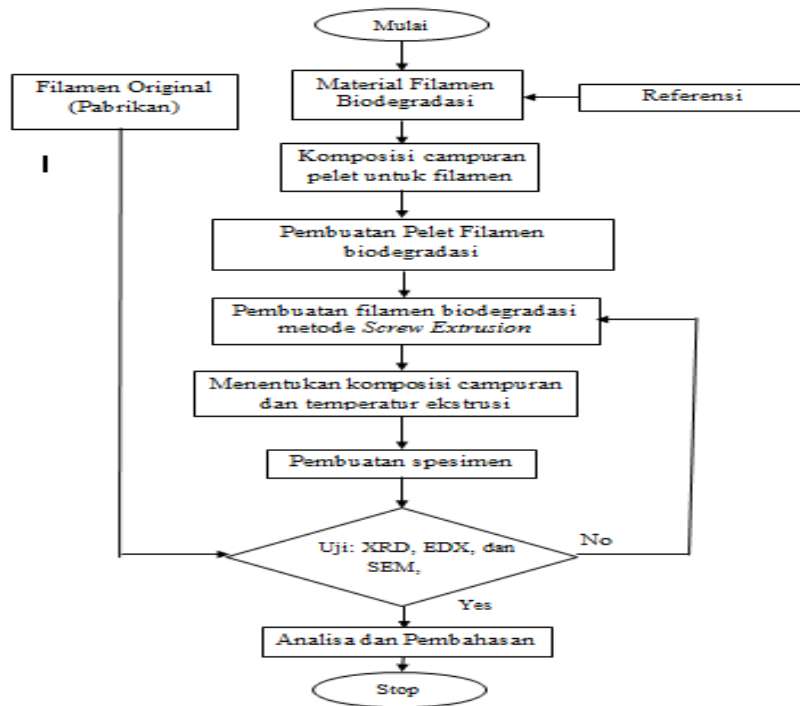
Kekuatan mekanis rendah dan kurang presisi pada implan mempengaruhi *remodeling* tulang (Karageorgio, 2005). Teknik canggih menggunakan mesin *Fused Deposition Modeling* (FDM) print 3D memiliki kemampuan membuat implan secara langsung dan presisi tinggi (Iwan Zein., 2002). Filamen polimer dan komposit polimer-keramik sering dipakai dalam proses FDM (Kalitaa et.al, 2003). FDM untuk print 3D mampu mengolah data image *Computed Tomography Scanner* (CT-Scan) pasien. Data tersebut bisa langsung diprint sesuai dengan tulang yang patah (Iwan zein, et al, 2002). Hutmacher (2000), membuat filamen FDM dari komposit PCL-HA (Hidroksiapatit) memiliki kekuatan tekan 0,16-4,33 MPa. Meskinfam (2011), menggunakan hidroksiapatit (HA bovine) dan PLA dari ketela pohon untuk pembuatan filamen FDM print 3D, tetapi kekuatan mekanis rendah dan temperatur lebur tinggi. Pencampuran PCL 80%, HAb 10% dan PLA 10% meningkatkan kekuatan mekanis dan menurunkan temperatur lebur (Chin-San Wu., 2002). Saifudin AA dan Solechan (2015), membuat filamen FDM dengan perbandingan PCL + PLA (pati ketela) 90% dan HA bovine 10% mampu meningkatkan kekuatan mekanis dan waktu degradasi. Dari latar belakang diatas, riset difokuskan pada Pengembangan Filamen Biodegradasi Print 3D Untuk Aplikasi Implan Plate Dan Sekrup Fiksasi Internal Tulang Femur Dengan Metode *Screw Extrusion*. Material yang dipakai PCL, HA bovine (HAb) dan PLA dari ketela pohon. Diharapkan harga implant fiksasi internal plate dan sekrup lebih murah dan mengurangi ketergantungan material import.

Tujuan Penelitian

1. Menentukan komposisi campuran yang optimal Antara PLC, PLA dari ketela pohon, dan HAb untuk pembuatan filament biodegradasi.
2. Menentukan parameter pembuatan filament biodegradasi print 3D melalui metode *screw extrusion* untuk mendapatkan karakterisasi dan sifat mekanik paling baik.

2. METODOLOGI

Riset yang diusulkan mengikuti diagram alir pada **Gambar 1**. Material yang digunakan PLC, PLA, HAb, dan kompatibiliser atau *coupling agent vinyl silane*. Langkah-langkah pembuatan filamen biodegradasi print 3D diperlihatkan pada **Gambar 2**. Langkah pertama yaitu penimbangan material sesuai prosentase dari PLC, PLA, dan HAb dengan perbandingan 50:30:20 kode F1, 50:35:15 kode F2, dan 50: 40:10 kode F3 dengan berat total 5 gr dan ditambah 0,5 gram *coupling agent vinyl silane*. Langkah kedua proses pembuatan pelet polimer biodegradasi dengan *stirrer magnetic* pada temperatur 140°C dan putaran 400 rpm. Pembuatan filamen FDM dengan mesin *screw extruder* filamen dengan diameter 1,75 mm.



Gambar 1. Diagram alir penelitian

Temperatur *heater* dikontrol pada suhu 160°C selama 10 menit. Tekanan screw ekstrusi sebesar 100 N dengan kecepatan 4 mm/min. Langkah ketiga pembuatan spesimen berbentuk filamen dan serbuk untuk diuji XRD, EDX, dan SEM. Hasil pengujian dikomparasi dengan filamen biodegradasi original dari pabrikan.

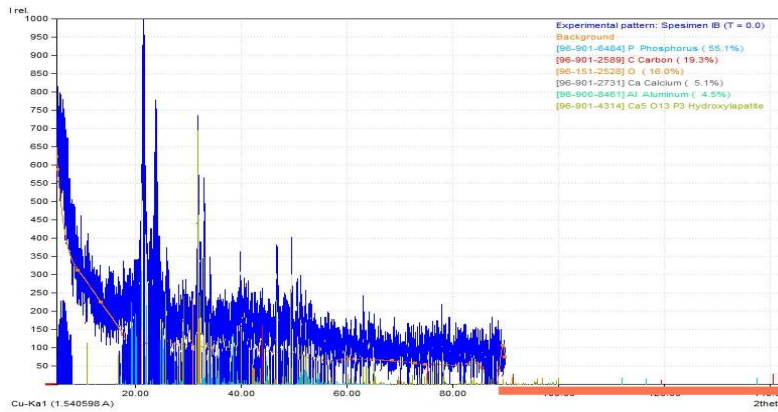


Gambar 2. Proses pembuatan filament biodegrasi print 3D

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

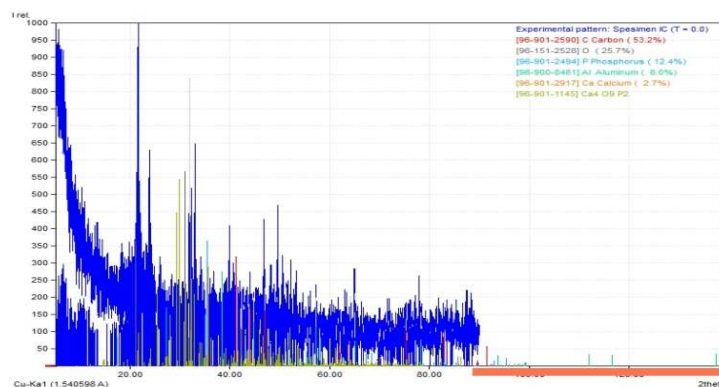
3.1 Uji X-Ray Diffractometer (XRD)

Pengujian XRD dengan sampel bentuk serbuk. Filamen berbentuk padat dirubah menjadi serbuk, kemudian ditaruh dalam anvil (landasan) pada mesin XRD. Penembakan sampel dari sudut 0-90° untuk mengetahui struktur kristal dan unsur filamen. Hasil pengujian sampel diprint-out dan dapat dicopy dalam flatdisk untuk dapat diolah datanya dengan *software Mach*. Pengujian XRD dilakukan pada 3 (tiga) spesimen dengan komposisi campuran 50:30:20 kode F1, 50:45:15 kode F2, dan 50: 40:10 kode F3. Pada komposisi campuran F1 di **Gambar 3** menunjukkan puncak-puncak atau peak intensitas tinggi yang dimiliki beberapa unsur. Untuk peak ke lima unsur kimia yaitu unsur karbon (C) 19.3% peak ada pada posisi 2 theta 75.36 Oksigen (O) 16.0% peak 86.07, Aluminium(Al) 4.5% peak 38.38, Pospor (P) 55.1% peak 64.02 dan Kalsium (Ca) 5.1% peak 86.93. Unsur karbon muncul pada pengujian XRD karena landasan spesimen diberi *carbon tip*, sehingga unsur karbon diabaikan (www.researchgate.net).

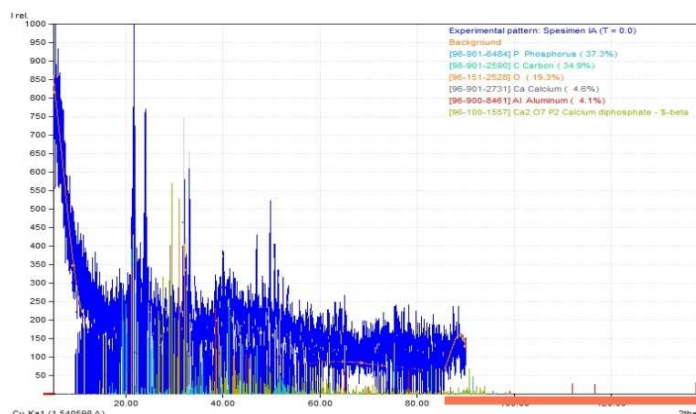


Gambar 3. Hasil uji XRD pada material komposisi Campuran kode F1

Berkurangnya komposisi campuran Hab sebesar 5% menurunnya *peak* intensitas dan kandungan unsur. Ini terlihat pada **Gambar 4** pada komposisi campuran kode F2. Untuk lima unsur kimia yang terdeteksi uji XRD yaitu Carbon (C) 19.3% peak 75.36, Oksigen (O) 16.0% peak 86.07 Aluminium(Al) 4.5% peak 64.02 dan Calsium (Ca) 5.1% peak 86.93. Semakin tingginya komposisi campuran polimer sintesis dari PCL dan PLA menurunkan intensitas *peak* dan kandungan unsur material. Ini terjadi juga pada komposisi campuran dengan kode F3, dimana hasil uji XRD ditemukan 4 (empat) unsur yaitu Carbon (C) 53,2% peak 83.13 Oksigen (O) 25.7% peak 80.16 Fospor (P) 12.24% peak 84.543 dan Calsium (Ca) 2.7% 75.57, bagaimana ditampilkan pada **Gambar 5**.



Gambar 4. Hasil uji XRD pada material komposisi Campuran kode F2

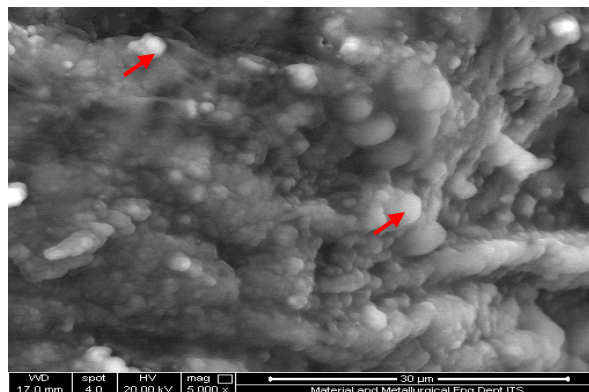


Gambar 5. Hasil uji XRD pada material komposisi Campuran kode F3

Hasil dari Ketiga spesimen yang memiliki intensitas paling tinggi komposisi campuran kode F1 dengan unsur yang dominan fosfor, dan kalsium. semakin tinggi nilai intensitas maka nilai *Full Width Half Maximum* (FWHM) semakin kecil, (Ashari B. Prasada., 2008). FWHM pada 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). Material Hab terbentuk dari unsur kalsium, fosfor dan oksigen dengan senyawa ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Kandungan ini sama dengan kandungan tulang manusia, sehingga material cocok untuk implant manusia (Albaryak, et.al, 2008).

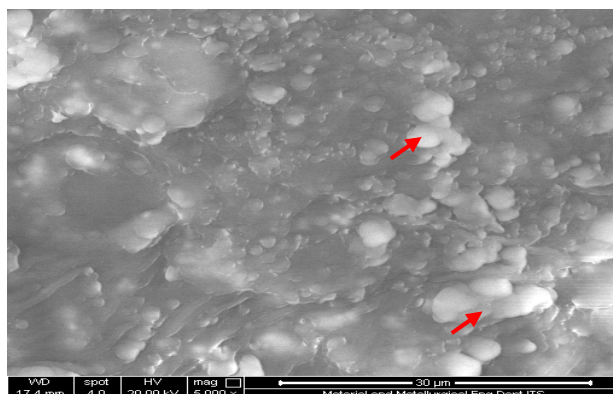
3.2 Hasil Uji *Scanning Electron Microscope* (SEM)

Hasil pengujian *Scanning Electron Microscope* (SEM) untuk mengetahui komposisi campuran mempengaruhi morfologi bentuk dan ukuran butir material. Hasil pengujian SEM mendukung hasil pengujian XRD dan EDX. Spesimen kode F3 dengan komposisi perbandingan PCL 50%, PLA 30%, dan Hab 20% menunjukkan material Hab yang berwarna putih dan berbentuk butiran yang ditunjukkan panah, sedangkan polimer sintesis berwarna agak gelap dan permukaan rata atau halus. Hasil pengujian SEM pada spesimen kode F3 ditunjukkan pada **Gambar 6**.



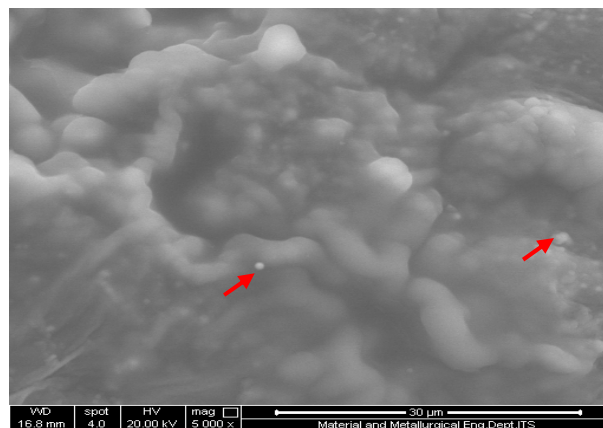
Gambar 6. Hasil uji SEM spesimen kode F1 pembesaran 5000X

Menurunnya kandungan HAB pada komposisi material filamen sebesar 5% dari komposisi semula 20%, mempengaruhi perubahan morfologi hasil uji SEM spesimen kode F2. Foto SEM **Gambar 7** memperlihatkan material Hab berkurang secara visual.



Gambar 7. Hasil uji SEM spesimen kode F2 pembesaran 5000 X

Bentuk ukuran butir lebih besar dan berbentuk gumpalan atau Aglomerat. Terjadinya Aglomerat butiran Hab menunjukkan material polimer sintesis dapat menyelemuti butiran Hab secara sempurna, dikarenakan adanya tambahan material *coupling agent vinyl silane* (Power Chemical Corporation Limited., 2009). Semakin sedikit komposisi material Hab pada material filamen spesimen F3, untuk ukuran butir semakin kecil dan tidak menggumpal. Hasil uji spesimen kode F3 pada **Gambar 8** untuk material Hab sangat sedikit dan berbentuk butiran berwarna putih. Perbedaan kandungan komposisi berpengaruh terhadap hasil morfologi permukaan material, jika kandungan prosentase komposisi polimer sintesis lebih tinggi, maka *surface* atau permukaan akan lebih terikat dan halus (Hendra Suprayogi, 2007). Apabila kandungan prosentase Hab lebih besar permukaan material lebih kasar dan ikatan antar muka lemah, karena *coupling agent vinyl silane* tidak mampu menyelemuti butiran Hab. *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).



Gambar 8. Hasil uji SEM spesimen kode F3 pembesaran 5000 X

4. KESIMPULAN

- (1) Komposisi campuran filament biodegradasi yang paling optimal secara dimiliki oleh spesimen kode F1 dengan presentase PCL 50%, PLA 30%, dan Hab 20%. Untuk kandungan Pospor (P) 55.1% peak 64.02 dan Kalsium (Ca) 5.1%.
- (2) Parameter pembuatan filament biodegradasi yang paling baik pada temperatur heater 160°C, tekanan 100 N dengan kecepatan 4 mm/min. Hasil filament lebih halus dan ikatan antara matrik dan filler lebih kuat.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Kementerian Riset, Teknologi, dan Pendidikan Tinggi Republik Indonesia yang telah memberikan dana untuk Penelitian Dosen Pemula tahun anggaran 2015-2016.

DAFTAR PUSTAKA

- Albayrak O, El-Atwani O, Altintas S., (2008)., Hydroxyapatite Coating on Titanium Substrate.: Surf Coatings Technol 202: 2482-2487.
- Ashari, P.R. (2008). Peningkatan Kualitas Anthurium Hookeri Melalui Pemberian Unsur Boron (B). (Skripsi). Universitas Sebelas Maret. Surakarta. 45 Hlm.
- Agrawal CM, Huang D, Schmitz JP, Athanasiou KA, (1997), Elevated temperature degradation of a 50:50 copolymer of PLA-PGA. Tissue Eng;3:345-52.
- Adamczyk MJ, Odell T, Oka R, Mahar AT, Pring ME, Lalonde FD, Wenger DR, (2007), Biomechanical stability of bioabsorbable screws for fixation of acetabular osteotomies. J Pediatr Orthop;27:314-8.

- Ali M.S., French T.A., Hastings G.W., Rae T., Rushton N., Ross E.R., et al, (1990) "Carbon fiber composite bone plate. Development, evaluation and early clinical experience", *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 72-B, pp. 586-591.
- Böstman O, Pihlajamäki H, (2000), Clinical biocompatibility of biodegradable orthopaedic implants for internal fixation: a review. *Biomaterials* ;21:2615-21.
- Böstman O, Hirvensalo E, Partio E, Törmälä P, Rokkanen P, (1992), Resorbable rods and screws of polyglycolide in stabilizing malleolar fractures. A clinical study of 600 patients (article in German). *Unfallchirurg*;95:109-12.
- Boonthum Wongchai, (2012), The Effect of the Configuration of the Screw Fixation on the Interfragmentary Strain, *American Journal of Applied Sciences*, vol. 9, no. 6, pp. 842-845.
- Basavoju, S., D. Bostrom, and S. P. Velaga, (2008), Indomethacin Saccharin Co Crystal: Design, Synthesis and Preliminary Pharmaceutical Characterization, *Pharm. Res.*, 25, 530-541.
- Chin-San Wu., (2003)., Physical properties and biodegradability of maleated-polycaprolactone/starch composite., *Polymer Degradation*. 80-127–134.
- Catatan medik Ruang Umar Rumah Sakit Roemani Semarang, (2011), Jumlah Pasien Patah Tulang untuk surgery, *Humas RS Roemani Semarang*.
- 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.
- Departemen Kesehatan Republik Indonesia, (2011). Sistem kesehatan nasional, diperoleh tanggal 22 Desember 2013. Dari [repository.usu.ac.id/bitstream/123456789/22361/5/chapter I.Pdf](http://repository.usu.ac.id/bitstream/123456789/22361/5/chapter%20I.pdf).
- Dinas Kesehatan Provinsi Jawa Tengah, (2007), Jumlah penderita patah tulang di Jawa Tengah dalam bentuk angka, *Buku laporan tahunan Dinkes Jateng*.
- Gudarzi Mohammad, Hashem Zamanian, Bahador Marzban, Shahram Amoozegar, 2013, Investigation of the Stress Distribution in a Bone Due to Screws Pretensions of the Bone Plate, *Dep. of Biomedical Eng., Amirkabir University of Tech*.
- Goodship A.E., Kenwright J., (1985) , The influence of induced micro movement upon the healing of experimental tibial fractures, *The Journal of Bone and Joint Surgery, (American)* 0301620 8S/4114.
- Gaston M.S., Simpson A.H.R.W., (2007), Inhibition of fracture healing, *The Journal of Bone and Joint Surgery, British* vol. 89-B, pp. 1553-1560.
- Hutmacher DW, Zein I, Tan KC, Teoh SH., (2000)., Fused deposition modeling of novel scaffolds architectures for tissue engineering applications. *Biomaterials* ;23:1169–85
- Hench, L.L., Splinter, R.J., Allen, W.C., Greenlee, T., (1972), Bonding Mechanism at the Interface of Ceramic Prosthetic Material, *Journal of Biomed Mater Res*, 2, pp.117-41.
- Hendra Suprayogi., (2007)., Pencirian Poliblend Poliasamglikolat Dengan Polikaprolakton., *Departemen Kimia Fakultas Matematika Dan Ilmu Pengetahuan Alam Institut Pertanian Bogor*.
- Iwan Zein, Dietmar W. Hutmacherb, Kim Cheng Tanc, Swee Hin Teoha.,(2002)., Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications., *Biomaterials* 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.
- Inion OY, Lääkärinkatu, 2013, An Introduction to Biodegradable Polymers as Implant Materials, *White Paper, Publisher: Inion, FIN 33520, Tampere, Finland*
- Joko Triyono, (2015), Terinspirasi Kelainan Tulang, *Suara Merdeka Cetak*, www.berita.suaramerdeka.com, diakses pada tanggal Kamis , 2 April 2015.
- Juutilainen T, Päätiälä H., (1997) Comparison of costs in ankle fractures treated with absorbable or metallic fixation devices. *Arch Orthop Trauma Surg*;116:204-8.
- 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*.

- 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.
- Power Chemical Corporation Limited., (2009)., Silane Coupling Agents Guide., www.PCC.asia
www.SiSiB.com.
- Petteri Väänänen, (2009), Testing of Biodegradable Bone Fixation Implants, Doctoral di sertati on, Department of Physics University of Kuopio, Publications C. Natural And Environmental Sciences 262.
- Rokkanen PU, Böstman O, S, Vihtonen K, Törmälä P, (2000), Bioabsorbable fixation in orthopaedic surgery and traumatology. *Biomaterials*;21:2607-2613.
- Saifudin Alie Anwar, Solechan, (2015), studi pembuatan filamen komposit FDM untuk print 3D dari material Hidoryapatite bovine dan polimer PCL untuk scaffolds mandibular, *Jurnal Gardan*, vol 2 edisi 1, hal 6-12.
- Toro C, Robiony M, Zerman N, Politi M. (2005), Resorbable plates in maxillary fixation. A 5year experience. *Minerva Stomatol*;54(4):199-206
- Wu HC, Shen FW, Hong X, Chang WV, Winet H, 2003, Monitoring the degradation process of biopolymers by ultrasonic. *Biomaterials*;24 (22):3871-6.
- Witjaksono A., (2011)., Karakteristik Nanokristaline ZnO hasil presipitasi dengan perlakuan pengeringan anil dan pasca-hidrotermal". Tesis Universitas Indonesia; Depok.
www.researchgate.net., Mounting material for SEM/EDS cross section analysis., Fernando Farelas Ohio University., diakses pada tanggal 23 Maret 2016, jam 15.11